

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

Année 1935

THÈSE

55 N°

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE
(DIPLOME D'ÉTAT)

PRÉSENTÉE PAR

HENRI MONIER

ANCIEN EXTERNE DES HOPITAUX DE PARIS

Né le 1^{er} mars 1910, à Thiron-Gardais (Eure-et-Loir)

LA
RADIOGRAPHIE PULMONAIRE
SANS ÉCRANS RENFORÇATEURS

Président : M. STROHL, Professeur

PARIS

A. MARETHEUX ET L. PACTAT, IMPRIMEURS

1, RUE CASSETTE, 1

1935



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552810_0015

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

Année 1935
—

THÈSE

N°
—

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE
(DIPLOME D'ÉTAT)

PRÉSENTÉE PAR

HENRI MONIER

ANCIEN EXTERNE DES HOPITAUX DE PARIS

Né le 1^{er} mars 1910, à Thiron-Gardais (Eure-et-Loir)

LA

RADIOGRAPHIE PULMONAIRE SANS ÉCRANS RENFORÇATEURS

Président : M. STROHL, Professeur

PARIS

A. MARETHEUX ET L. PACTAT, IMPRIMEURS

1, RUE CASSETTE, 1

1935

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

Le Doyen. M. ROUSSY.

I. — Professeurs.

MM.

Anatomie	ROUVIÈRE.
Physiologie	LÉON BINET.
Physique médicale	STROHL
Chimie médicale	DESGREZ.
Bactériologie	ROBERT DEBRÉ.
Parasitologie et histoire naturelle médicale	BRUMPT.
Pathologie médicale et générale	BAUDOUIN.
Pathologie chirurgicale	CHEVASSU.
Anatomie pathologique	ROUSSY.
Histologie	CHAMPY.
Pharmacologie et matière médicale	TIFFENEAU.
Thérapeutique	HARVIER.
Hygiène et médecine préventive	TANON.
Médecine légale	BALTHAZARD.
Histoire de la médecine et de la chirurgie	LAIGNEL-LAVASTINE.
Pathologie expérimentale et comparée	FIESSINGER.
Hydrologie thérapeutique et climatologie	MAURICE VILLARET.
Clinique médicale	LOEPER.
	CARNOT.
	CLERC.
Hygiène et clinique de la première enfance	MARCEL LABRÉ.
Clinique des maladies des enfants	LEREBOULIET.
Clinique des maladies mentales et des maladies de l'encéphale	NOBÉCOURT.
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	H. CLAUDE.
Clinique des maladies du système nerveux	GOUGEROT.
Clinique des maladies infectieuses	GUILLAIN.
	LEMIERRE.
	CUNEO.
Clinique chirurgicale	GOSSET.
	GRÉGOIRE.
	LENORMANT.
Clinique ophtalmologique	TERRIEN.
Clinique urologique	MARION.
	BRINDEAU.
Clinique d'accouchements	COUVELAIRE.
	JEANNIN.
	N...
Clinique gynécologique	OMBREDANNE.
Clinique chirurgicale infantile et orthopédie	RATHERY.
Clinique thérapeutique médicale	LEMAITRE.
Clinique oto-rhino-laryngologique	PIERRE DUVAL.
Clinique thérapeutique chirurgicale	SERGENT.
Clinique propédeutique	BEZANÇON.
Clinique de la tuberculose	MATHIEU.
Clinique chirurgicale orthopédique de l'adulte	HOVELACQUE.
	MULON.
Professeurs sans chaire	OLIVIER.
	VERNE.
	MOCQUOT.



II. — AGRÉGÉS EN EXERCICE

MM. BÉNARD (HENRI)	Pathologie médicale.
BERNARD (ETIENNE)	Pathologie médicale.
BESANÇON (JUSTIN)	Hydrologie.
BOULIN	Pathologie médicale.
BULLIARD	Histologie.
CATHALA	Pathologie médicale.
CHEVALLIER	Pathologie médicale.
DOGNON	Physique.
FEY	Urologie.
GALLIARD	Parasitologie.
GASTINEL	Bactériologie.
DE GAUDART D'ALLAINES	Pathologie chirurgicale.
GAYET	Physiologie.
GIROUD	Histologie.
HAGUENAU	Pathologie médicale.
HALPHEN	Oto-rhino-laryngologie.
HAZARD	Pharmacologie.
HUGUENIN	Anatomie pathologique.
JOANNON	Hygiène.
LABBÉ (HENRI)	Chimie biologique.
LACOMME	Obstétrique.
LANTUEJOL	Obstétrique.
LAROCHE (GUY)	Pathologie médicale.
LEMAIRE	Pathologie expérimentale.
LEVEUF	Pathologie chirurgicale.
Mlle J. LÉVY	Pharmacologie.
LÉVY-VALENSI	Neurologie et Psychiatrie.
MOREAU	Pathologie médicale.
MOULONGUET	Pathologie chirurgicale.
MOUQUIN	Pathologie médicale.
OBERLING	Anatomie pathologique.
PETIT-DUTAILLIS	Pathologie chirurgicale.
PIEDELIEVRE	Médecine légale.
PORTES	Obstétrique.
RICHEL	Physiologie.
SANNIÉ	Chimie biologique.
SENEQUE	Pathologie chirurgicale.
TROISIER	Pathologie expérimentale.
TURPIN	Pathologie médicale.
VIGNES	Obstétrique.
WILMOTH	Pathologie chirurgicale.

III. — AGRÉGÉS RAPPELÉS A L'EXERCICE POUR LE SERVICE DES EXAMENS

MM. ALGLAVE	Pathologie chirurgicale.
BUSQUET	Pharmacologie.
CHAILLEY-BERT	Physiologie.
LEROUX	Anatomie pathologique.
NEVEU-LEMAIRE	Parasitologie.

**IV. — AGRÉGÉS CHARGÉS DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE
A TITRE PERMANENT**

Clinique médicale.

MM. ABRAMI.
ALAJOUANINE.
AUBERTIN.
BRULE
CHABROL.
CHIRAY.

MM. DONZELOT.
DUVOIR.
LIAN.
PASTEUR-VALLERY-RADOT.
SÉZARY.

Clinique chirurgicale.

MM. BASSET.
BROCO.
CADENAT.
CATELLIER.
HEITZ-BOYER.

MM. MOURE.
QUENU.
SCHWARTZ.
VELTER.

Clinique obstétricale.

MM. ECALLE.
GUENIOT.
LE LORIER.

MM. LÉVY-SOLAL.
METZGER.

V. — CHARGÉS DE COURS

MM. CHAILLEY-BERT, agrégé.	Education physique.
LEDOUX-LEBARD	Radiologie clinique.
WEIL-HALLÉ	Puériculture.
FREY	Stomatologie.

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'École a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A MON GRAND-PÈRE

LE DOCTEUR A. BARROIS (*in memoriam*)

A MON PÈRE

LE DOCTEUR A. MONIER

A MA MÈRE

A MA FEMME

A MA FILLE

A MES BEAUX-PARENTS

MEIS ET AMICIS

*En témoignage de ma profonde affection
et de toute mon amitié.*

A MON PRÉSIDENT DE THÈSE

MONSIEUR LE PROFESSEUR STROHL

PROFESSEUR DE PHYSIQUE MÉDICALE A LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS
MEMBRE DE L'ACADÉMIE DE MÉDECINE

*En reconnaissance pour le très grand
honneur qu'il m'a fait en acceptant la
présidence de cette thèse.*

A MES MAITRES DANS LES HOPITAUX

MONSIEUR LE PROFESSEUR DELBET.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGRÉGÉ BRULÉ.

MONSIEUR LE PROFESSEUR LEGUEU.

MONSIEUR LE PROFESSEUR RATHERY.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGRÉGÉ LIAN.

MONSIEUR LE DOCTEUR GRENET.

MONSIEUR LE DOCTEUR LORTAT JACOB (*in memoriam*).

MONSIEUR LE DOCTEUR GUIMBELLOT.

MONSIEUR LE DOCTEUR PRUVOST.

MONSIEUR LE DOCTEUR LEMELAND.

MONSIEUR LE DOCTEUR MAINGOT.

A MONSIEUR LE DOCTEUR GEORGES MAINGOT

ÉLECTRORADIOLOGISTE DE L'HOPITAL LAENNEC

MON MAITRE EN ÉLECTRORADIOLOGIE

En hommage de ma profonde reconnaissance pour son affectueuse sollicitude et de mon admiration pour les qualités rares et si précieuses de son enseignement.

A MONSIEUR LE DOCTEUR FRANÇOIS NILUS

DIRECTEUR DE LA CLINIQUE DE RADIOLOGIE
DE LA CAISSE DE MALADES DE METZ

Qui m'a toujours fait profiter de sa grande expérience et de sa vaste érudition. Qu'il trouve ici l'expression de toute ma gratitude et de ma respectueuse amitié.

LA RADIOGRAPHIE PULMONAIRE

SANS ÉCRANS RENFORÇATEURS

INTRODUCTION

C'est dans le service du D^r NILUS, à la Clinique de Radiologie de la Caisse de malades de Metz, que nous avons élaboré cette thèse.

Nous tenons à remercier ici l'Administration de cet organisme, qui nous a laissé l'entière liberté d'utiliser, pour nos essais, le puissant et moderne appareillage de cet Institut.

Que le vétérinaire colonel MILLET et le vétérinaire commandant GUILHEM trouvent ici l'expression de toute notre gratitude. Ils ne nous ont ménagé ni leur temps, ni leur peine. Sans eux, nous n'aurions pu nous procurer les poumons d'animaux qui nous furent indispensables et sont à la base de ce travail.

La maison KODAK nous a offert avec largesse tous les films qui nous étaient nécessaires. Et nous remercions tout spécialement MM. MORTAIGNE et BARBOTIN, de cette firme, pour leur affabilité à nous avoir consacré bien du temps et aidé de leurs conseils.

Nous remercions enfin MM. VACHER et LA ROCHE, de la Compagnie générale de Radiologie, M. BORTIAUX, des Laboratoires PHILIPS, M. BERGERET-JEANNET, ingénieur, pour tous les renseignements techniques qu'ils nous ont procurés.

Ce furent les belles publications de D'HOUR, présentant des

clichés de poumons éviscérés, pris sans écrans renforçateurs, qui nous donnèrent l'idée de ce travail.

« La richesse en détail de ces radiographies normales est « vraiment surprenante et dépasse celle que l'on obtient sur la « meilleure des radiographies pratiquées sur le vivant.

« Il semble bien que ces radiographies expérimentales nous « font toucher du doigt le chemin qui reste encore à parcourir », disait-il [3].

Mieux que toute description les clichés de notre collection, reproduits ici, illustrent ces paroles.

C'est dans le but d'approcher de ce merveilleux modèle, avec un sujet vivant, que nous avons repris l'étude systématique de la radiographie sans écrans renforçateurs.

Certains chapitres pourront paraître sans intérêt, du domaine des connaissances les plus élémentaires; nous nous sommes efforcés de les réduire au strict minimum, ils ne pouvaient être totalement éliminés de cette vue d'ensemble.

Avant d'envisager la technique même de la radiographie pulmonaire sans écrans, nous rappellerons les notions techniques ou expérimentales, de l'étude approfondie desquelles se déduit tout naturellement cette technique.

CHAPITRE I

NATURE, ÉMISSION ET PROPRIÉTÉS DES RAYONS X

Les rayons X sont constitués par un ébranlement électromagnétique analogue à la lumière. Cependant leur fréquence, bien plus élevée que les vibrations lumineuses, leur confère des propriétés spéciales.

Nous étudierons ici plus particulièrement celle de ces propriétés qui conditionne la radiographie : l'absorption.

Mais avant, il nous faut envisager rapidement l'émission des rayons X.

Emission des rayons X.

On utilise, en pratique médicale, les rayons X produits par le passage d'un courant de haute tension dans un tube approprié.

« L'analyse spectrale du rayonnement issu d'un tel tube
« montre que l'émission se fait sous deux formes :

« On distingue un spectre continu qui, comme son nom
« l'indique, est formé d'une suite ininterrompue de radiations
« de toutes longueurs d'onde, comprises entre certaines limites,
« et un spectre de raies, constitué par un petit nombre de
« radiations isolées les unes des autres.

« FOND SPECTRAL CONTINU. — Cette partie du spectre est qualitativement indépendante de l'élément frappé par les rayons cathodiques. Si l'on mesure à l'aide d'un ionomètre spécial l'énergie rayonnante, présente dans les différentes régions du spectre, on peut figurer par une courbe la répartition de l'énergie en fonction des longueurs d'onde.

« Ces courbes ont été obtenues avec un tube fonctionnant
 « sous un voltage donné supposé constant. On voit l'intensité
 « spectrale croître depuis les grandes longueurs d'onde, jusqu'à
 « une valeur maximum, pour diminuer rapidement du côté des

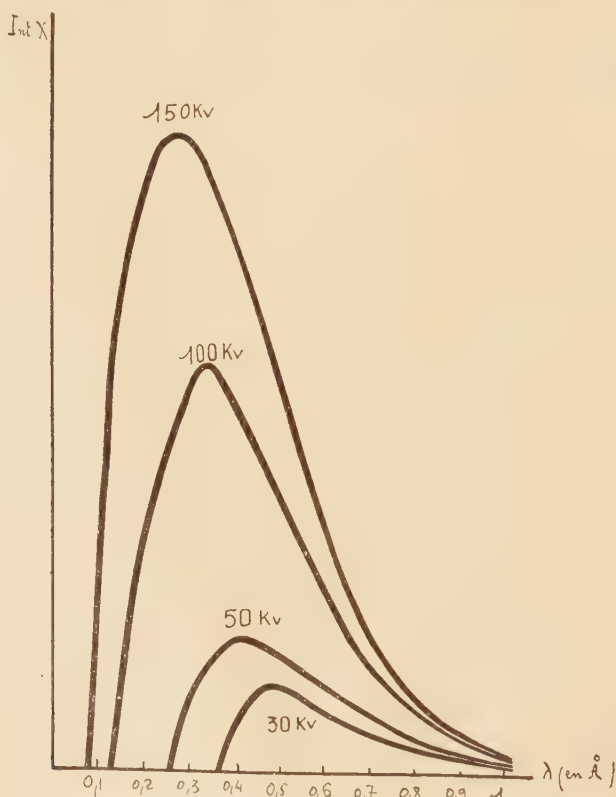


FIG. 1. — Répartition de l'énergie du rayonnement de Röntgen (après traversée de la paroi de verre) avec différentes tensions appliquées au tube (d'après Ulerey et Bohnken in Eggert).

« petites longueurs d'onde. On peut déterminer avec précision
 « pour quelle valeur minimum λ_0 de celles-ci, cette intensité
 « s'annule.

« La longueur d'onde minimum λ_0 est reliée au voltage de la
 « source par une relation remarquable, établie en 1913 par
 « V. DUVAL et HUNT.

$$\lambda_0 = \frac{12.350}{V}.$$

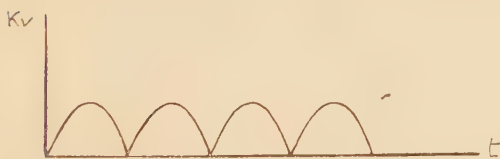
« Lorsque le voltage d'alimentation du tube s'accroît, chaque
 « radiation élémentaire s'accroît également, mais cet accrois-
 « sement est inégal. En outre, la longueur d'onde mini-
 « mum λ_0 devient de plus en plus petite ; la courbe spectrale



Courbe de tension du courant secondaire du contact tournant.



Courbe de tension de l'appareil à demi-ondes.



Courbe de tension du montage à 4 soupapes.



Courbe de tension du courant triphasé secondaire redressé.

FIG. 2.

« s'enrichit de nouvelles radiations du côté des petites longueurs
 « d'onde. En même temps diminue également la longueur
 « d'onde $\lambda_{\max}$ pour laquelle l'énergie rayonnée est maximum.
 « La surface comprise entre chaque courbe et l'axe des abscisses
 « mesure l'énergie radiante totale. Pour une même intensité à
 « travers l'ampoule, l'émission totale augmente comme le carré

« de la tension ⁽¹⁾ ; pour un même voltage, elle est proportionnelle à l'intensité du courant qui traverse le tube » [13].

Enfin, le générateur de haute tension qui alimente l'ampoule est un dernier facteur très important dans la production des rayons X. Les considérations envisagées jusqu'ici s'appliquaient à un tube alimenté sous tension constante. Dans la pratique, il est loin d'en être toujours ainsi. Les quelques courbes ci-dessous montrent la variation de la tension suivant les principaux générateurs.

Quand une ampoule est alimentée avec un générateur à tension non constante, la courbe représentant le spectre continu a, à voltage égal, un aspect plus aplati qu'en tension constante et la proportion des grandes longueurs d'onde y est plus importante.

RAYONNEMENT CARACTÉRISTIQUE. — Nous ne l'étudierons pas ici. D'ailleurs, dans les conditions habituelles de la radiographie pulmonaire, son intensité, par rapport à l'intensité totale du spectre continu, est minime. Pratiquement, nous pouvons ne considérer que les effets du spectre continu.

L'absorption.

« Le rayonnement X s'affaiblit en traversant la matière, et l'absorption qu'il subit dépend au plus haut degré, aussi bien de la nature des éléments traversés que de la qualité même de la radiation.

« L'énergie perdue par un faisceau de rayons X le long de son trajet, se dissipe de deux façons différentes : d'une part, les atomes frappés par la radiation, la réémettent dans toutes les directions, c'est le processus de la diffusion ; d'autre part, les rayons X marquent leur passage dans la matière, en arrachant à celle-ci un certain nombre de ses électrons : c'est l'effet photoélectrique auquel sont dus, pour une part, les effets d'ionisation.

« Chaque atome qui subit une ionisation plus ou moins pro-

1. En pratique le rapport est modifié, les parois de l'ampoule absorbent une notable proportion d'énergie.

« fonde par la radiation primaire, soustrait un quantum à ce
« rayonnement. C'est là l'absorption vraie des rayons X, encore
« appelée absorption de fluorescence.

« Il convient de distinguer, dans le coefficient global
« d'absorption μ , deux parties, l'une σ correspondant à l'effet
« de diffusion, l'autre τ à l'absorption proprement dite :

$$\mu = \tau + \sigma.$$

« Schématiquement, la perte d'énergie subie par une radia-
« tion monochromatique, qui traverse un écran matériel, se
« détermine en mesurant, avec la chambre d'ionisation et
« l'électroscope, l'intensité du rayonnement, avant et après la
« traversée de l'écran [14]. »

L'expérience montre que chaque centimètre de substance
traversée absorbe une même proportion de rayonnement.

« Il est commode de pouvoir comparer les absorptions de
« divers éléments ; on définira un coefficient d'absorption ato-
« mique τ_{at} qui représente l'énergie absorbée en moyenne, par
« seconde, dans un écran contenant un seul atome par centi-
« mètre cube.

« ABSORPTION DE FLEORESCENCE. — Pour tracer la courbe
« d'absorption d'une substance en fonction de la longueur
« d'onde, on « découpe », sur le fond continu émis par une
« ampoule, une petite portion, presque monochromatique, par
« réflexion sur un cristal, tel que la calcite, et on place un
« écran formé de cette substance, sur le trajet des rayons,
« indifféremment avant ou après le cristal.

« L'expérience montre que l'absorption dépend de la longueur
« d'onde λ et du nombre atomique Z de l'élément absorbant.
« Les recherches de BRAGG et PIERCE (1914), confirmées par
« beaucoup d'autres expérimentateurs et étendues depuis les
« rayons X mous jusqu'au rayons Gamma, ont conduit à la
« célèbre formule qui porte leurs noms :

$$\tau_{at} = CZ^4\lambda^3. \quad (1)$$

« Cette loi traduit le fait d'observation connue que l'absorp-

« tion décroît très vite pour les petites longueurs d'onde (rayons
« pénétrants).

« Mais le fait essentiel que ces recherches ont révélé, est la
« variation brusque du coefficient C. Pour des valeurs bien
« déterminées de λ , la courbe représentant l'absorption subit
« des chutes soudaines (discontinuités d'absorption), reprenant
« ensuite sa marche ascendante conformément à (1), mais avec
« une autre valeur du coefficient. »

DIFFUSION. — La diffusion comprend deux parties. La dispersion, qui est un simple changement de direction du rayonnement incident, et l'effet COMPTON qui comporte un changement de qualité du rayonnement et l'expulsion d'électrons hors de la matière absorbante. Cette diffusion avec changement de longueur d'onde n'est pratiquement notable qu'avec des longueurs d'onde inférieures à $0,4 \text{ \AA}$. Nous ne l'envisagerons pas ici. Comme nous le verrons, on ne descend pas jusqu'à cette longueur d'onde avec les rayonnements utilisés en radiographie pulmonaire sans écrans. Reste la diffusion par dispersion.

L'expérience permet de dire :

Pour les rayons mous $\lambda > 0,6 \text{ \AA}$ le coefficient massique de diffusion dépend du nombre atomique Z de l'élément diffuseur et semble proportionnel à Z.

Pour les rayons très durs $\lambda < 0,4 \text{ \AA}$ il dépend, au contraire, de la qualité du rayonnement, et décroît en même temps que les longueurs d'onde.

Pour les rayons moyennement pénétrants $0,6 \text{ \AA} > \lambda > 0,4 \text{ \AA}$, il est sensiblement constant, indépendant, et de la longueur d'onde, et de l'élément diffuseur [13].

CHAPITRE II

L'IMAGE RADIOGRAPHIQUE

Le film radiographique.

A l'heure actuelle, on utilise des films radiographiques et non des plaques. Le film se compose de deux parties : le support et l'émulsion, étendue sur l'une ou les deux faces de celui-ci.

LE SUPPORT. — Le support du film est, soit à base de nitro-cellulose, soit à base d'acétylcellulose. Un bon support doit avoir une transparence très grande et uniforme et n'avoir aucune action sur l'émulsion ni avant, ni après l'exposition. Beaucoup de supports modernes sont légèrement bleutés : les contrastes s'en trouvent accrus et la lecture facilitée.

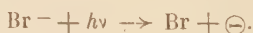
L'ÉMULSION. — L'émulsion sensible se compose de gélatine contenant en suspension des grains de bromure d'argent. On l'obtient en dissolvant de la gélatine dans de l'eau à température modérée et en y ajoutant du nitrate d'argent ainsi que du bromure de potassium. Il se forme dans la solution de gélatine du bromure d'argent et du nitrate de potassium soluble dans l'eau. Le sel d'argent microscopique ne se dépose pas, mais reste en suspension dans toute la masse de gélatine : on a obtenu une solution colloïdale, c'est l'émulsion sensible. Toutefois, la sensibilité de cette émulsion est si petite qu'elle est inutilisable dans la pratique. Pour augmenter cette sensibilité, on soumet l'émulsion à ce qu'on appelle la « maturation », accompagnée d'un grossissement des grains de bromure

d'argent. Puis, après un certain nombre d'opérations minutieuses et délicates, on obtient les films tels qu'ils sont livrés dans le commerce. Il va de soi que toutes les phases de fabrication sont régulièrement et rigoureusement contrôlées.

Action des rayons X sur un film radiographique.

Une couche radiosensible exposée aux rayons X. ne montre aucune modification apparente. Cependant, l'émulsion a été le siège de certaines réactions, car le développement ultérieur change les grains d'argent exposés en argent métallique. De latente qu'elle était, l'image est devenue apparente.

Il existe plusieurs hypothèses pour expliquer la formation de l'image latente dans une émulsion photographique. La théorie photoélectrique, la plus récente, semble remporter tous les suffrages. D'après celle-ci, lorsqu'un rayonnement X rencontre une pellicule au gélatino-bromure d'argent, une partie des quanta traverse la pellicule sans y laisser aucune empreinte (95 %), tandis qu'une partie est, au contraire, absorbée et abandonne en même temps son énergie. Cette énergie de rayonnement est dissipée sous d'autres formes. Ce qui nous intéresse ici, en premier lieu, c'est la transformation de l'énergie chimique, qu'un quantum de rayonnement $h\nu$ fait subir à un ion brome chargé négativement (Br^-) pour le transformer en un atome Br simple et un électron négatif. L'équation suivante en est l'expression :



Cet électron cependant, n'a qu'une existence éphémère. Il est rapidement absorbé par un autre ion, chargé positivement, un ion argent, qui est transformé en atome argent :



Le résultat final de l'action du rayonnement consiste en une expulsion d'argent et de brome comme atomes hors du réseau d'ions « bromure d'argent » :



Ces atomes d'argent permettent de développer l'image. Le brome est en partie absorbé par la gélatine et en partie dissipé.

L'action des rayons X est, en principe, identique à celle des rayons lumineux. Toutefois, des microphotos d'émulsions exposées, l'une aux rayons X, l'autre aux rayons lumineux visibles, montrent que les grains d'argent, noirs, de la première, sont à peu près uniformément répartis dans toute la masse, alors que dans la seconde, le noircissement diminue nettement avec la profondeur. Les rayons X agissent donc sur toute la profondeur de l'émulsion, alors que les rayons lumineux visibles de même la luminescence des écrans renforceurs) agissent plutôt sur la surface.

Cette action des rayons X sur le film radiographique n'est, comme nous venons de le dire, que la conséquence de leur absorption par celui-ci. Dans un chapitre précédent, nous avons étudié ce phénomène, en général. Ce cas particulier peut maintenant être facilement envisagé. L'absorption sera d'autant plus grande, et, partant, le noircissement plus important, que la couche sensible sera plus épaisse, et la longueur d'onde du rayonnement incident plus grande.

Mais les composants d'une émulsion, argent et brome, présentent, comme tout élément, des discontinuités d'absorption. L'argent vers $0,49 \text{ \AA}$ présente sa discontinuité K, tandis que le brome ne la présente que vers $0,92 \text{ \AA}$.

« Comme le mettent bien en évidence, les spectrogrammes, « la raie de l'argent est de beaucoup la plus intense. Ceux-ci « présentent un noircissement plus marqué du côté « petite « longueur d'onde » de la discontinuité, puisque l'énergie « absorbée est utilisée dans la couche même à la réduction des « sels d'argent [14]. » Un rayonnement X complexe donnera lieu ainsi à un noircissement d'autant plus important, que son énergie sera représentée par des longueurs d'onde, plus petites et voisines, de $0,49 \text{ \AA}$ et de $0,92 \text{ \AA}$.

La courbe ci-dessous représente la variation du coefficient d'absorption de l'argent, en fonction de la longueur d'onde.

Reproduisons maintenant en fonction de la longueur d'onde le produit

absorption de l'argent $\times$ intensité X

Cette courbe représente, par sa surface totale, le noircissement du film radiographique (dû à l'absorption de l'argent) sous la tension considérée, les ordonnées en chaque point, la participation de chaque longueur d'onde.

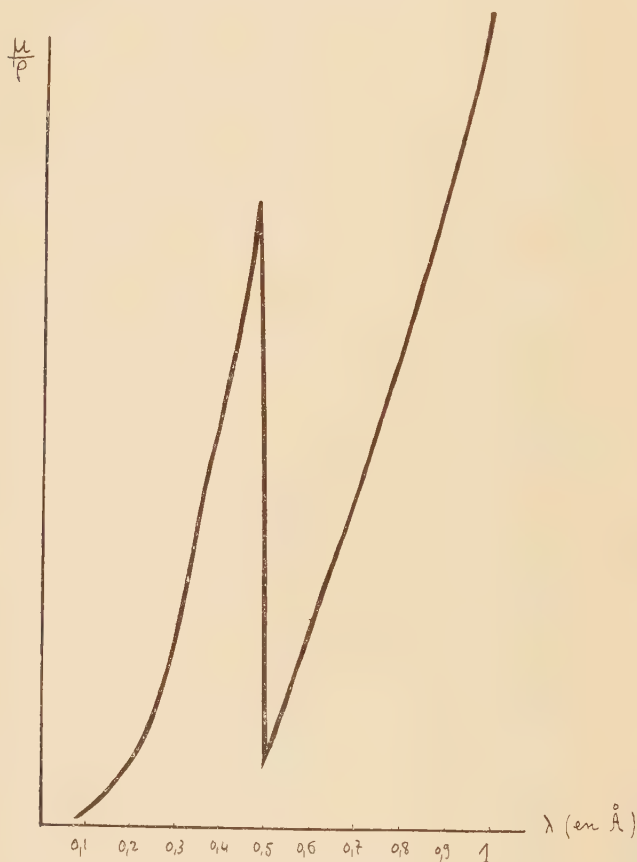


FIG. 3. — Coefficient massique d'absorption de l'argent.

Le développement.

Une radiographie, impressionnée et développée, présente un certain noircissement. Ce noircissement est dû à l'énergie rayonnée, absorbée par l'émulsion.

D'après les calculs d'EGGERT et de NODDAK, un quantum

RÖNTGEN libre en moyenne mille atomes d'argent. Un atome d'argent, unique et isolé, est trop petit pour servir de « germe » au développement. Mais, pour le rayonnement de RÖNTGEN où chaque quantum libère mille atomes d'argent voisins, ces atomes auront la possibilité de se grouper en complexes plus



FIG. 4. — Le noircissement en fonction de la tension.
Part des différentes longueurs d'onde. De bas en haut : 50, 100, 150 kv.

gros (coagulation) et pourront servir de germe de développement. Chaque quantum de RÖNTGEN absorbé donnera ainsi un grain développable.

Il est prouvé, d'autre part, que le germe de développement n'a pas besoin d'être exclusivement formé d'argent. Certains autres corps, étrangers aux cristaux de bromure d'argent, à

condition qu'ils soient suffisamment gros, peuvent servir de point de départ au développement. Cette réduction du bromure d'argent en argent est appelée voile de développement. Nous savons aujourd'hui que ces germes sont formés en grande partie par certaines substances présentes dans la gélatine. Leur croissance et leur répartition seront réglées par ce que nous avons déjà appelé « la maturation » de l'émulsion. De minutieuses précautions doivent être prises, car les germes pourraient devenir trop gros, et produire le voile de développement [6].

Si le rayonnement de ROENTGEN, traversant la couche tout entière, est d'autant mieux utilisé que la couche est plus épaisse, le processus de développement limite cet avantage.

L'action du révélateur diminue avec la profondeur de la couche, parce qu'il est utilisé en partie par la couche superficielle. En même temps, la formation de produits chimiques de décomposition agit en ralentissant le développement. Si l'on désirait développer davantage la couche profonde de la pellicule, il faudrait prolonger l'action du révélateur ; mais on risquerait alors de voiler très fortement la partie superficielle de l'émulsion. En utilisant la pellicule émulsionnée sur les deux faces, on augmente déjà la couche sensible, tout en facilitant le développement. Ce dernier peut toutefois être encore augmenté.

Le gonflement de la gélatine le facilite dans une certaine mesure. Ce gonflement peut être obtenu, soit par l'augmentation de la température du bain, soit par sa composition (les alcalins [carbonates] tendent à provoquer un fort gonflement que le sulfite restreindra).

Quant à la température, elle ne peut être augmentée sans danger. Avec les films actuels, on peut atteindre 24° ou 25°. Une température plus haute amène une fusion partielle de la gélatine. Mais les bains s'altèrent rapidement au-dessus de 21°, aussi, en pratique, ne dépasse-t-on pas cette température. A cette température de 21°, nous avons pu développer quinze minutes un film spécial impressionné sans écran. Le voile chimique qui, en d'autres circonstances, aurait été intense, a été insignifiant, malgré ce surdéveloppement. La distribution homogène du bromure d'argent, modifiée par le rayonnement,

en est, croyons-nous, la raison principale. Il ne faut pas oublier que, dans la radiographie avec écrans renforçateurs, c'est surtout la luminescence de ces derniers qui impressionne les films (80 %). La densité de bromure d'argent ionisé est alors bien plus intense en surface, d'où l'action plus rapide, à tous points de vue, du révélateur.

Définition et mesure du noircissement.

Sensitométrie. Notions de contraste.

« On possède depuis longtemps une définition du noircissement qui permet d'en calculer la valeur numérique. Se basant sur la notion d'extinction, BUNSEN et ROSCOE, HURTER et DRIFFIELD définissent le noircissement comme suit :

« Un faisceau de lumière parallèle d'intensité I_0 est dirigé sur la couche noircie à examiner. Après avoir traversé cette couche, son intensité (plus faible) est I_d , on entend par noircissement S , le logarithme décimal du quotient de ces deux intensités lumineuses I_0 et I_d , on a donc l'équation suivante :

$$s = \log \frac{I_0}{I_d} \text{ (le rapport } \frac{I_0}{I_d} \text{ est parfois appelé opacité).}$$

« Peu importe que l'intensité initiale I_0 soit grande ou petite, et c'est là la caractéristique essentielle du noircissement.

« Par suite, on entend par noircissement 1 celui pour lequel l'intensité de la lumière afférente I_0 est réduite au dixième de sa valeur, soit :

$$1 = \log \frac{1}{\frac{1}{10}} = \log 10.$$

« Le noircissement $S=2$ est celui pour lequel le rayonnement incident I_0 est réduit au centième, soit :

$$2 = \log \frac{1}{\frac{1}{100}} = \log 100 \text{ » [4].}$$

Pour déterminer quantitativement un noircissement, il faut

donc effectuer une mesure photométrique sur la couche à examiner ou plus exactement sur la source lumineuse dont on affaiblit l'intensité par interposition de la couche noircie : il s'agit d'établir le rapport de l'intensité de la lumière initiale et de la lumière affaiblie.

Si nous voulons comparer le noircissement en fonction de la quantité des rayons X, arrivant sur une couche sensible, il faut savoir mesurer cette quantité. Nous pourrions évidemment faire une mesure ionométrique. Mais une quantité d'énergie identique de rayons X si elle est de longueurs d'onde différentes, n'amènera pas un même noircissement. Cela découle naturellement des considérations précédentes sur l'absorption élective du film radiographique. Aussi en pratique, toutes choses étant égales d'ailleurs, on mesure les différents noircissements pour des temps d'exposition régulièrement croissants. On portera en abscisse le logarithme du temps de pose, et l'on obtient une courbe (fig. 5) correspondant à des conditions déterminées d'émission des rayons X.

L'allure de la courbe de noircissement donne des indications précieuses sur les propriétés de l'émulsion. Elle apprend qu'à un temps d'exposition O correspond un certain noircissement qui représente le voile chimique de l'émulsion. La courbe est d'abord faiblement inclinée entre A et B ; c'est la région de la sous-exposition ; puis, elle s'élève proportionnellement au logarithme du temps d'exposition, cette ligne droite BC correspond à l'exposition normale. A partir de C, l'inclinaison décroît pour s'arrêter à D : c'est la région de la sur-exposition. Enfin, la courbe descend et représente la solarisation.

L'inclinaison, c'est-à-dire la pente plus ou moins raide de la partie droite, où le gamma du film ⁽¹⁾ donne la grandeur du contraste. Pour une différence donnée du temps d'exposition, la différence de noircissement (ou le contraste) est d'autant plus élevée, que l'inclinaison est plus forte, ou le gamma plus élevé.

Dans la pratique, le noircissement du cliché radiographique

1. On appelle gamma d'une émulsion la tangente de l'angle formé par la courbe de noircissement et l'abscisse, la progression des deux coordonnées étant la même.

correspond à la partie supérieure de AB et à la partie inférieure de BC.

On a proposé d'utiliser toute la partie droite BC de la courbe et de tirer ainsi partie de tout l'intervalle de contraste. Comme les négatoscopes courants ne pourraient servir à l'examen de clichés aussi denses, on emploierait un négatoscope spécial. Ce négatoscope serait à faible éclairage intérieur général, mais

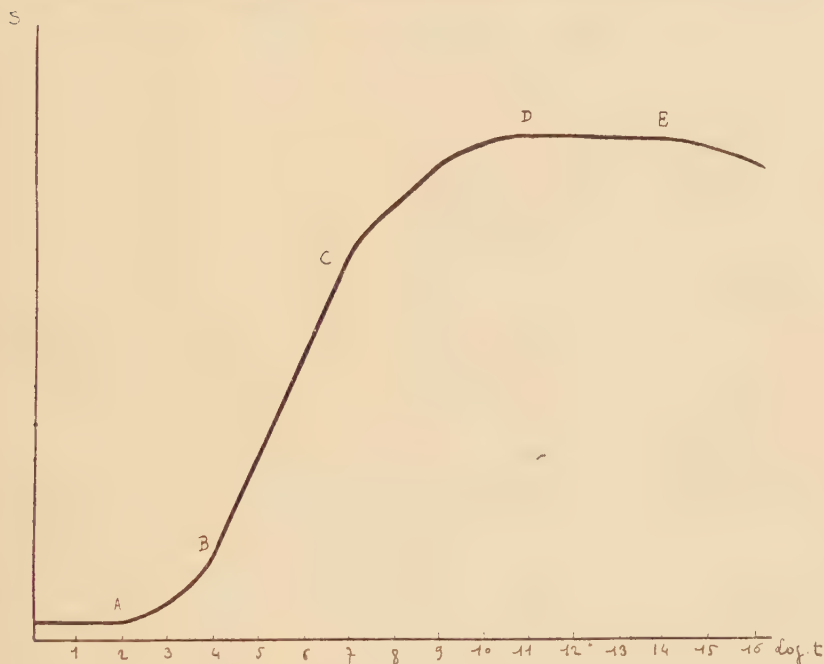


FIG. 5. — Courbe générale de noircissement.

pourvu d'une lampe très puissante qu'on promènerait aux parties à étudier. L'inconvénient de cette méthode est d'exiger des temps d'exposition assez longs. Aussi n'est-elle guère intéressante actuellement, tant que les émulsions radiographiques n'auront pas une sensibilité telle qu'elles ne demandent, pour le noircissement voulu, que des expositions égales à celles appliquées jusqu'à ce jour.

Encore faut-il tenir compte de la teinte de l'éclairage du négatoscope, afin d'éviter tout éblouissement. A ce sujet, il y a lieu de noter l'augmentation du contraste avec un éclairage sem-

blable à celui d'une lampe de laboratoire (verre WRATTEN OA) mais plus intense. Le rôle de l'adaptation n'est certainement pas étranger à ce résultat.

« Si une série de plusieurs films, ayant reçu exactement la même série d'éclairements, simple sur une moitié et double sur l'autre, sont développés des temps variables 1, 2, 3, 4, le rapport entre les noircissements de chaque film ne varie pas.

« Prenons trois négatifs a , b , c sur lesquels nous avons donné en trois plages trois éclairements identiques, d'intensité 1, 10, 100.

« Après un court passage dans le révélateur, le premier film a donné une gamme de noircissement de 0,5, 1, 1,5.

« Prolongeons le temps de développement du second et retirons-le quand les noircissements sont devenus 1, 2, 3 l'augmentation du développement accroissant les noircissements d'une valeur proportionnelle.

« Le troisième sera laissé jusqu'à ce que les noircissements soient devenus 2, 4, 6.

« Représentons sur le graphique habituel la courbe des noircissements en fonction du logarithme des éclairements (fig. 6).

« Mais les noircissements sont le logarithme des opacités, nous pouvons inscrire à gauche le chiffre correspondant des opacités (3,16 — 31,6 pour a puisque $\log 3,16 = 0,5$). Le chiffre des opacités croît naturellement beaucoup plus vite que les noircissements, puisqu'il s'agit d'une progression géométrique contre une progression arithmétique.

« Calculons le rapport des opacités des trois négatifs a b c .

$$\frac{a_1}{a_2} = \frac{3,16}{31,6} = \frac{1}{10}.$$

$$\frac{b_1}{b_2} = \frac{10^1}{1.000} = \frac{1}{100}.$$

$$\frac{c_1}{c_2} = \frac{100}{1.000.000} = \frac{1}{10.000}.$$

« Comparons ensuite le rapport des éclairements fournis :

$$\frac{x_1}{x_2} = \frac{1}{10^2} = \frac{1}{100}.$$

« Par conséquent, le négatif a n'a qu'une gamme de dix opacités pour traduire 100 éclairements différents. Il ne pourra

« donner qu'une pâle idée de la réalité : il manque de contraste.

« Le négatif *b* a un rapport d'opacité égal au rapport des

« éclaircissements, c'est le rapport parfait des photographes.

« Le négatif *c* a un rapport d'opacité de 1 à 10.000 pour

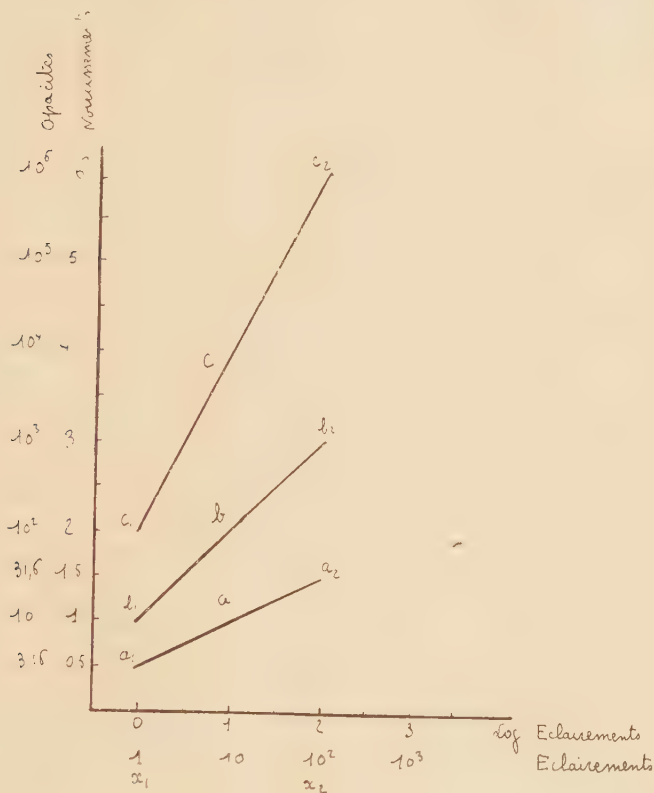


FIG. 6.

« traduire une variation d'éclaircissement de 1 à 100. Il a un « contraste exagéré [11]. »

Cette exagération de contraste est très utile parfois en radiographie pulmonaire pour déceler de fines lésions. Notre surdéveloppement agit en ce sens.

Nous venons de considérer le contraste en fonction de l'émulsion, puis pour une émulsion donnée en fonction du développement. Il nous faut encore considérer le contraste :

En fonction du corps traversé par les rayons X ;

En fonction de la longueur d'onde du rayonnement.

Nous savons que les corps de numéro atomique élevé, arrêtent plus de rayonnement que ceux dont le numéro atomique est minime ; et que les grandes longueurs d'onde sont bien plus absorbées que les courtes. « Le tableau ci-dessous donne l'ordre

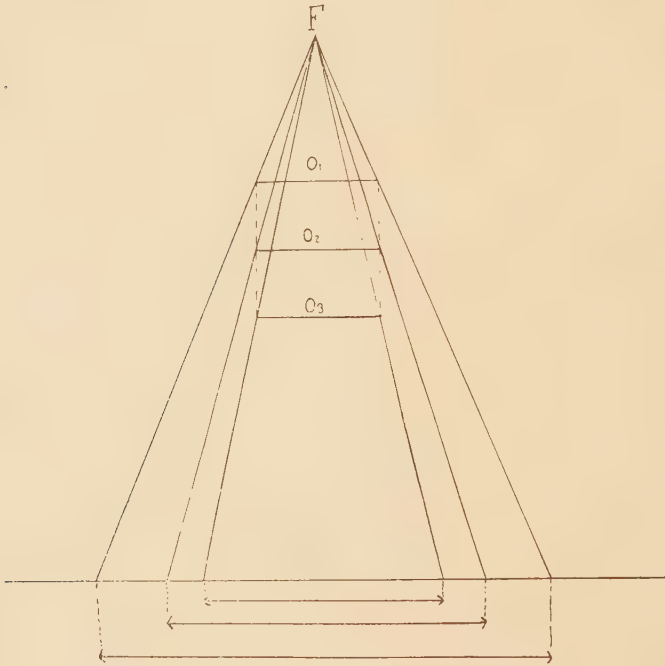


FIG. 7. — Augmentation des dimensions de l'image avec l'augmentation de la distance objet-film, la distance foyer-film restant constante.

« de grandeur du contraste pour deux corps importants en
« radiographie humaine.

**Quantité de rayonnement (%) traversant différentes couches
pour différentes longueurs d'onde.**

COUCHE	0,3 Å (DUR)	0,5 Å (MOU)	0,7 Å (TRÈS MOU)
1 cm. tissu musculaire . . .	77	61	37
1 cm. tissu osseux	24	0,4	0,00014
Contraste du rayonnement .	$\frac{77}{24} = 3,2$	$\frac{61}{0,4} = 152$	$\frac{37}{0,00014} = 260.0000$

« Nous pouvons donc dire que le contraste est grand pour un
« rayonnement mou, et faible pour les très courtes longueurs
« d'onde. Ceci n'est d'ailleurs vrai, en valeur absolue, que
« pour des rayonnements monochromatiques [4]. »

Le rayonnement diffusé, enfin émis en tous sens, vient agir
en tous les points de la surface sensible, qu'il impressionne
légèrement. Il donne au fond un noircissement général, d'inten-

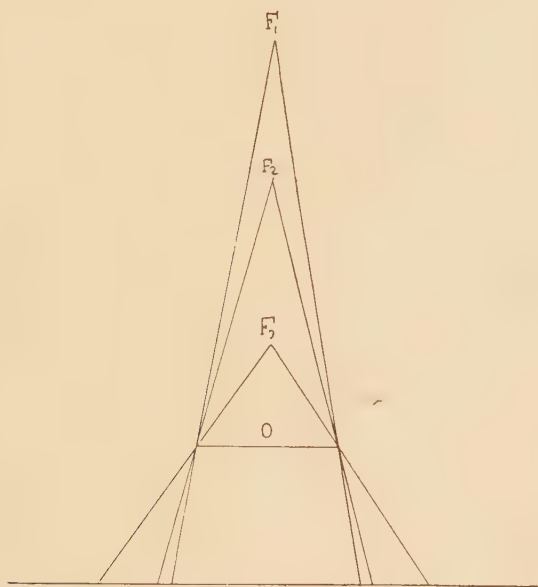


FIG. 8. — Augmentation des dimensions de l'image avec la diminution de la distance foyer-film, la distance objet-film restant constante.

sité plus ou moins importante, appelé voile. Ainsi les blancs
ne sont plus clairs, et la différence d'opacité est réduite.

Il faudra adopter toute technique qui éliminera ou diminuera la production du rayonnement diffusé.

La définition.

Mais la radiographie n'est pas seulement une impression
d'ombres, c'est aussi une image par projection. Une de ses

qualités primordiales est de conserver à un objet des dimensions, une forme, aussi voisines que possible de la réalité.

La définition de l'image est subordonnée à des principes d'optique géométrique élémentaire. Cette suite de schémas les rappelle rapidement.

Mais dans la pratique, au contraire des exemples précédents,

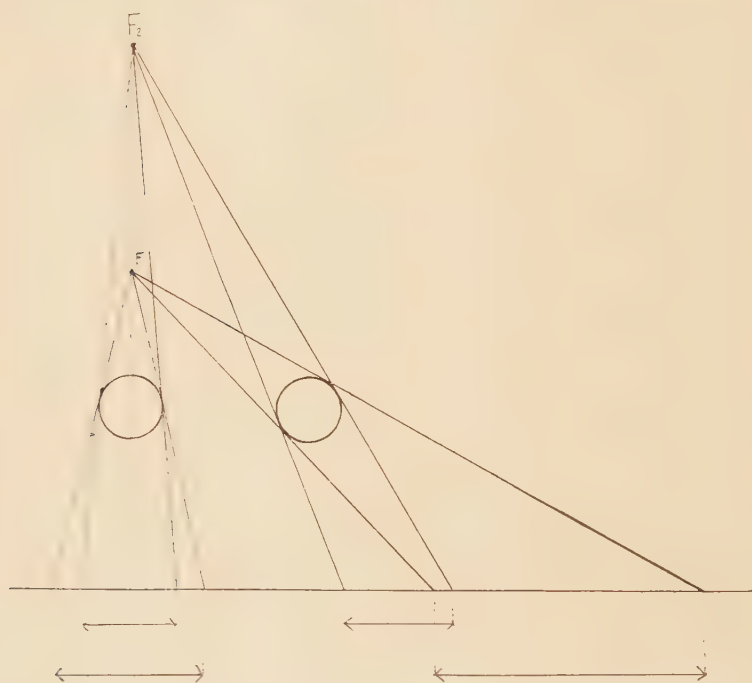


FIG. 9. — Distorsion des contours dans la projection oblique. Sa diminution avec l'augmentation de distance foyer-film pour une distance objet-film constante.

le foyer n'est pas un point, c'est une surface de dimensions variables; l'objet peut n'être pas fixe. Ces derniers facteurs conditionnent une autre qualité d'une radiographie, la netteté.

La netteté.

Les dimensions du foyer amènent autour de l'image la formation d'une pénombre plus ou moins importante. Elles peu-

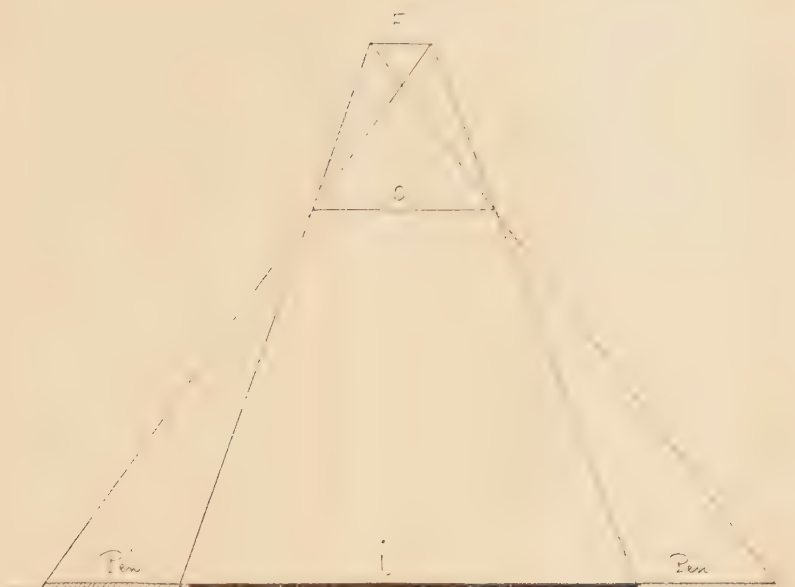


FIG. 10. — Grandeur de l'image i de l'objet O . Répartition de la pénombre Pén. pour une surface émettrice relativement étendue F .



FIG. 11. — Diminution de la pénombre avec l'augmentation de la distance foyer-film, la distance objet-film restant fixe.

vent même empêcher la formation de toute image. Si l'objet est en mouvement, des constructions simples montrent que la pénombre est proportionnelle à l'amplitude du mouvement. Pour une amplitude donnée, elle sera d'autant plus faible que le temps de pose sera plus court. La pénombre due au foyer est appelée en général flou géométrique ; celle due au mouvement, flou cinétique. Ces deux flous s'additionnent.

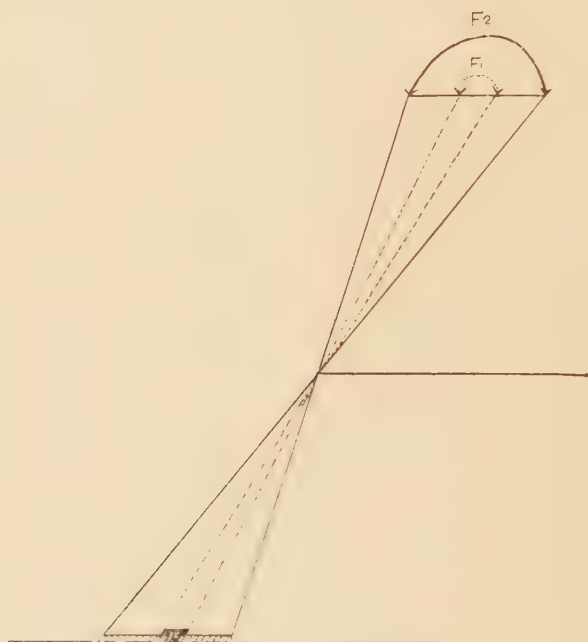


FIG. 12. — Pour des distances objet-film et foyer-film fixes, la pénombre augmente avec les dimension du foyer.

Enfin, les écrans renforçateurs sont un dernier facteur d'imprécision. Ils permettent de raccourcir considérablement le temps de pose, mais au prix d'un flou non négligeable. La possibilité de les supprimer est un gain appréciable en radiographie.

Mais en radiographie pulmonaire, un facteur supplémentaire intervient pour troubler la netteté. L'image pulmonaire est une image par sommation. « Malgré toutes les perfections susceptibles d'être apportées à la finesse du foyer ou à la rapi-

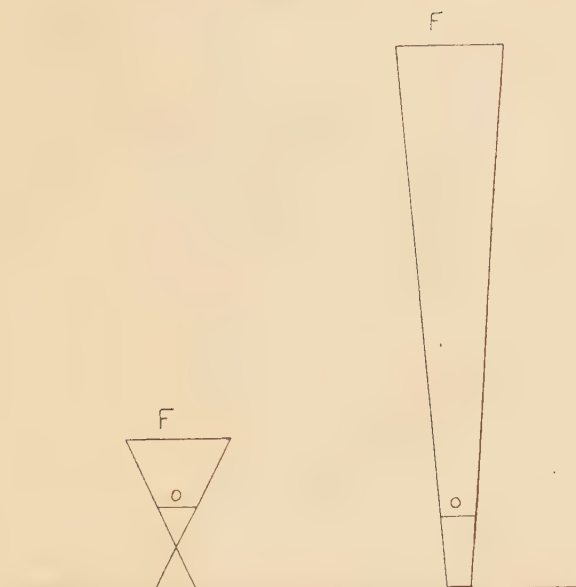


FIG. 13. — L'image d'un objet plus petit que le foyer peut ne pas atteindre le plan du film. L'augmentation de la distance foyer-film, lui permet de se former.

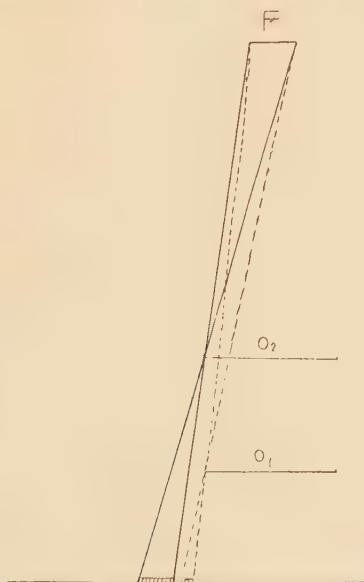


FIG. 14. — La pénombre augmente avec la distance objet-film, la distance foyer-film étant fixe.

dité du temps de pose, conclut MEYER, il faudra constamment compter avec ce facteur que je considère comme un facteur d'insécurité et de trouble » [8].

Tous ces éléments d'imprécision contribuent également à diminuer le contraste. En effet, la densité de la pénombre n'est pas uniforme, son opacité est moindre que celle de

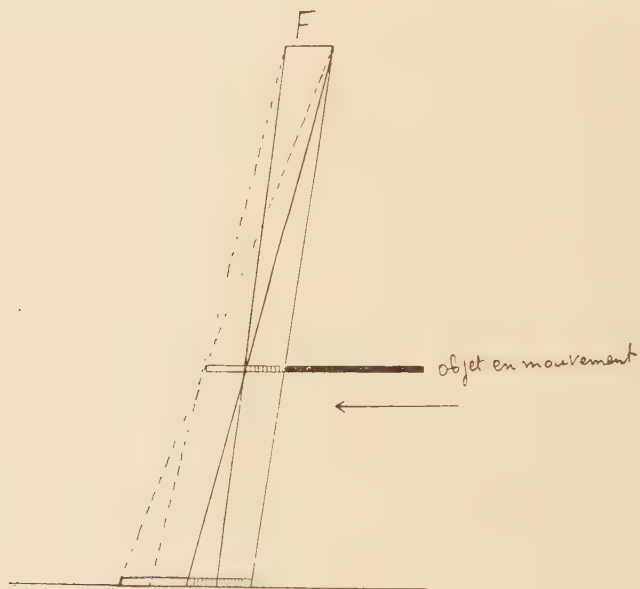


FIG. 15. — Le flou augmente avec l'amplitude du mouvement.

l'ombre portée. Les éclaircissements variant comme l'inverse du carré des distances, cette opacité diminue régulièrement vers la périphérie, le bord de la pénombre se trouvant plus éloignée de la source radiogène que sa partie centrale. Il existe ainsi une tache centrale, foncée, allant, en dégradé, rejoindre le fond plus ou moins uniforme de l'image. C'est ce dégradé, qui, pour notre œil, se traduit par un manque de contraste. Il suffit que la pénombre en un point voisin, vienne empiéter sur la première, pour que nous ne puissions plus distinguer la différence de luminosité entre les images et le fond.

Certains auteurs appliquant à la radiographie des principes

de radiothérapie profonde, pensent que le contraste est proportionnel au rapport :

$$\frac{d}{d+e}$$

où d : distance anticathode-film ;

e : épaisseur du sujet.

rapport d'autant plus grand, que d est plus grand. Cette ques-

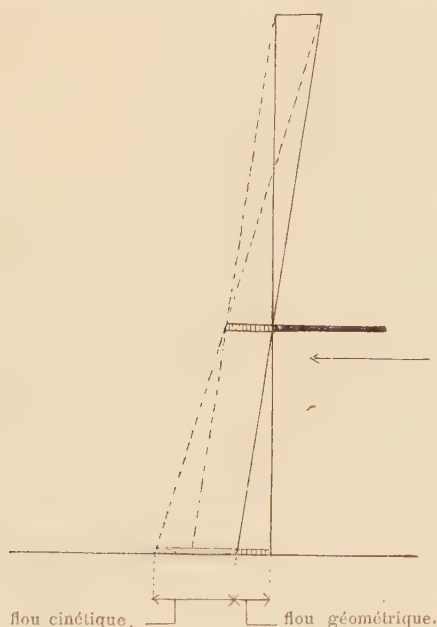


FIG. 16. — Le flou cinétique et le flou géométrique s'additionnent.

tion est controversée. D'après les exemples donnés par les promoteurs de cette méthode (IMBERT), il paraît que cette amélioration est surtout en relation avec les dimensions de la pénombre et la diminution du rayonnement diffusé comme nous le verrons plus loin [12].

CHAPITRE III

ESSAI DE DÉTERMINATION DES FACTEURS TECHNIQUES EN RADIOGRAPHIE PULMONAIRE SANS ÉCRANS

Une bonne radiographie doit être définie, nette, contrastée.

Nous avons étudié en détail ces qualités et les divers facteurs qui les conditionnent.

Dans le cas particulier de la radiographie pulmonaire, nous sommes en présence d'organes mobiles, de faible densité, composés de corps à poids atomique faible, contenus dans une cage musculo-osseuse. Le tout constitue un ensemble dont le diamètre antéro-postérieur est variable avec la taille du sujet. Ce sont ces différents caractères qui vont déterminer l'ordre de grandeur des principaux facteurs techniques.

La définition en radiographie pulmonaire.

Étudions, en fonction de la distance foyer-film b et pour différentes épaisseurs du sujet (distance objet-film a), le rapport $\frac{i}{o}$.

$$\frac{\text{dimensions de l'image}}{\text{dimensions de l'objet}}$$

Il est facile de calculer que :

$$\frac{i}{o} = \frac{b}{b-a}$$

$$\frac{i-o}{o} \text{ mesure de la déformation } D$$

D'où :

$$D = \frac{b-b+a}{b-a} = \frac{a}{b-a}.$$

On voit immédiatement que :

$$D = 1/10 \text{ soit } 10 \% \text{ si } \frac{a}{b-a} = 1/10 \quad \text{ou} \quad b = 11 a.$$

$$D = 1/5 \text{ soit } 20 \% \text{ si } \frac{a}{b-a} = 1/5 \quad \text{ou} \quad b = 6 a.$$

Nous avons résumé quelques résultats dans le tableau ci-dessous :

ÉPAISSEUR (a)	DISTANCE foyer-film (b) pour D = 10 %	DISTANCE foyer-film (b) pour D = 20 %
10 cm..	110 cm.	60 cm.
15 cm..	165 cm.	90 cm.
20 cm..	220 cm.	120 cm.
25 cm..	275 cm.	150 cm.

Ainsi, pour un sujet de 20 cm. dont la partie antérieure du thorax est appuyée sur le film placé à 1 m. 20 de l'ampoule, la déformation est de 20 %, c'est-à-dire qu'une lésion de 2 cm. de diamètre donnera sur film une image de 2 cm. 4.

Mais, les gros sujets sont surtout gros par leurs parois. Pour un sujet de 25 cm. par exemple, on peut admettre 5 cm. de paroi.

Ce qui ramène la partie la plus postérieure du poumon à 20 cm. Si nous avons choisi 1 m. 50 de distance foyer-film (déformation 20 % pour 25 cm.), la déformation n'est en réalité que :

$$D = \frac{a}{b-a} = \frac{20}{150-20} = \frac{20}{130}$$

Soit 15 % au lieu de 20 %.

Encore dans tous ces cas ne s'agit-il que du maximum possible de la déformation.

En effet, la partie la plus antérieure du poumon n'est qu'à 5 cm. du film, soit :

$$D = \frac{5}{150-5} = \frac{5}{145} = \frac{1}{29} \text{ soit } 3,5 \% \text{ environ.}$$

C'est dire qu'une caverne de 3 cm. de diamètre, si elle est

postérieure, aura une dimension de $3 \text{ cm.} + 3 \times 15 \% = 3 \text{ cm.} 45$.

Si elle est antérieure, au contraire, ses dimensions seront : $3 \text{ cm.} + 3 \times 3,5 \% = 3 \text{ cm.} 10$. Les cercles suivants schématisent ces résultats. La différence est en réalité minime :

C'est pourquoi, en pratique, la distance foyer-film de 1 m. 50 est considérée comme excellente quant à la déformation. Nous

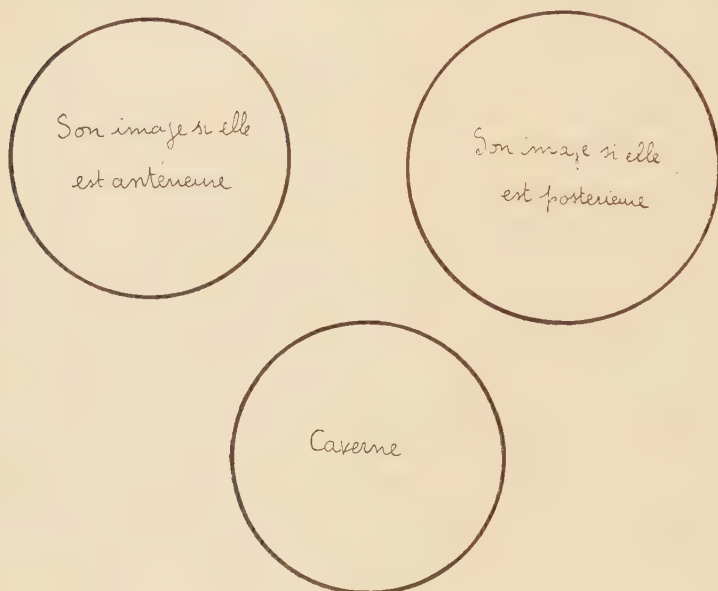


FIG. 17.

dirons même qu'il est sans inconvénient de descendre à 1 m. pour les sujets de moins de 10 cm. d'épaisseur et à 1 m. 25 pour ceux de moins de 20 cm., si d'autres considérations plus importantes venaient à le justifier.

La netteté.

Elle dépend, comme nous l'avons vu, de la distance foyer-film a , de la distance foyer-film b , des dimensions du foyer F , du temps de pose t , de l'amplitude du mouvement A .

De calculs simples, on déduit facilement :

$$\text{flou géométrique (f. géom.)} = F \times \frac{a}{b-a},$$

$$\text{flou cinétique (f. cin.)} = \frac{A}{t} \times \frac{b}{b-a}.$$

Voici quelques chiffres de flou géométrique pour deux foyers usuels.

Foyer 4 mm. 4 × 4 mm. 4 (tube 10 kw. à anticathode massive).

DISTANCE objet-film	FLOU GÉOMÉTRIQUE POUR UNE DISTANCE FOYER-FILM DE				
	0 m. 50	1 m.	1 m. 25	1 m. 50	2 m.
0 m. 10	4 mm. 4	0 mm. 48	0 mm. 38	0 mm. 31	0 mm. 23
0 m. 15	4 mm. 88	0 mm. 77	0 mm. 6	0 mm. 48	0 mm. 41
0 m. 20	2 mm. 93	4 mm. 4	0 mm. 85	0 mm. 67	0 mm. 48

Foyer 2 mm. 4 × 2 mm. 4 (tube Rotalix à anticathode tournante).

DISTANCE objet-film	FLOU GÉOMÉTRIQUE POUR UNE DISTANCE FOYER-FILM DE				
	0 m. 50	1 m.	1 m. 25	1 m. 50	2 m.
0 m. 10	0 mm. 6	0 mm. 26	0 mm. 20	0 mm. 17	0 mm. 12
0 m. 15	1 mm. 02	0 mm. 42	0 mm. 32	0 mm. 26	0 mm. 19
0 m. 20	1 mm. 6	0 mm. 6	0 mm. 45	0 mm. 36	0 mm. 26

Ainsi, pour une lésion située à 15 cm. du film, par exemple, et si le foyer est à 1 m. 50 de celui-ci, on aura une pénombre de 0 mm. 48 avec un foyer de 10 KW et seulement de 0 mm. 26 avec une anode tournante.

Examinons maintenant le flou cinétique.

Trois ordres de mouvement animent les organes thoraciques. Les mouvements respiratoires, les battements du cœur, les mouvements propres des vaisseaux et des bronches.

Les mouvements respiratoires peuvent, à de rares exceptions près, être supprimés pendant l'exposition.

Des mouvements cardiaques, ceux de la pointe du cœur et de la paroi ventriculaire, sont de beaucoup les plus importants.

Leur amplitude est d'environ 6 mm. pendant la systole (0,34 seconde).

Si l'on admet que la pointe du cœur est à environ 10 cm. du film et que les mouvements propres des vaisseaux et des bronches amènent un flou de l'ordre de 0 mm. 03 par centième de seconde (STUMPF), on calcule facilement le flou de la région qui avoisine le bord gauche du cœur. Le tableau ci-dessous donne les résultats du flou cinétique pour 1 m., 1 m. 25, 1 m. 50 de distance foyer-film.

TEMPS DE POSE	FLOU CINÉTIQUE pour 1 m.	FLOU CINÉTIQUE pour 1 m. 25	FLOU CINÉTIQUE pour 1 m. 50
1/100	0 mm. 23	0 mm. 22	0 mm. 22
2/100	0 mm. 46	0 mm. 45	0 mm. 45
3/100	0 mm. 69	0 mm. 67	0 mm. 67
4/100	0 mm. 93	0 mm. 91	0 mm. 90
5/100	1 mm. 16	1 mm. 14	1 mm. 12
6/100	1 mm. 39	1 mm. 36	1 mm. 35
7/100	1 mm. 63	1 mm. 59	1 mm. 57

On peut de suite remarquer que le flou cinétique est à peu près indépendant de la distance foyer-film, et que seul le temps de pose le conditionne. Ainsi, à 1 m. 50 de distance foyer-film, et quel que soit le foyer, le fait de poser 4/100 de seconde amène un flou de 0 mm. 90. Si l'on peut descendre à 1/100 de seconde, ce flou n'est plus que de 0 mm. 22.

Mais nous savons que les deux flous, géométrique et cinétique, s'ajoutent. Les deux tableaux ci-dessous donnent le total pour cette distance objet-film de 10 cm. (profondeur de la pointe du cœur).

Flou total (foyer 2 mm. 4).

TEMPS DE POSE	1 M.	1 M. 25	1 M. 50
1/100	0 mm. 49	0 mm. 42	0 mm. 39
2/100	0 mm. 72	0 mm. 65	0 mm. 62
3/100	0 mm. 95	0 mm. 87	0 mm. 84
4/100	1 mm. 19	1 mm. 11	1 mm. 07
5/100	1 mm. 42	1 mm. 34	1 mm. 29
6/100	1 mm. 65	1 mm. 56	1 mm. 52
7/100	1 mm. 89	1 mm. 79	1 mm. 74

Flou total (foyer 4 mm. 4).

TEMPS DE POSE	1 m.	1 m. 25	1 m. 50
1/100	0 mm. 71	0 mm. 60	0 mm. 53
2/100	0 mm. 94	0 mm. 83	0 mm. 76
3/100	1 mm. 17	1 mm. 05	0 mm. 98
4/100	1 mm. 41	1 mm. 29	1 mm. 21
5/100	1 mm. 64	1 mm. 52	1 mm. 43
6/100	1 mm. 87	1 mm. 74	1 mm. 66
7/100	2 mm. 11	1 mm. 97	1 mm. 88

Or, à l'heure actuelle, des clichés pris à 1 m. 50 en 4/100 de seconde, au ROTALIX et avec écrans renforçateurs, sont considérés comme excellents. Le flou dû à ces derniers est de l'ordre de 0 mm. 2 (CHANTRAINE) [2].

Le flou total, pour une lésion située à 10 cm. du film, sera donc :

$$\text{Flou total : } 1 \text{ mm. } 07 + 0 \text{ mm. } 2 = 1 \text{ mm. } 27.$$

Si nous nous reportons aux deux tableaux précédents, nous voyons que, sans écrans, un tel flou n'est atteint que pour un temps de pose supérieur à :

$$\left. \begin{array}{l} 3/100 \text{ à } 1 \text{ m.} \\ 4/100 \text{ à } 1 \text{ m. } 25 \text{ et } 1 \text{ m. } 50 \end{array} \right\} \text{ avec un foyer de } 4 \text{ mm. } 4.$$

4/100 à toutes distances, voir 5/100 à 1 m. 25 et 1 m. 50 avec un foyer de 2 mm. 4.

Avec un foyer de 2 mm. 4, à *temps de pose égal* et à 1 m. 50, le gain en netteté entre la radiographie sans écrans et celle avec écrans est de :

$$\begin{array}{l} 15 \text{ } \circ / \circ \text{ à } 4/100 \\ 19 \text{ } \circ / \circ \text{ à } 3/100 \\ 24 \text{ } \circ / \circ \text{ à } 2/100 \\ 33 \text{ } \circ / \circ \text{ à } 1/100 \end{array}$$

et sans écrans le fait de poser

$$\begin{array}{l} 3/100 \text{ au lieu de } 4/100 \text{ amène de gain de } 21 \text{ } \circ / \circ, \\ 2/100 \text{ au lieu de } 4/100 \text{ amène de gain de } 42 \text{ } \circ / \circ, \\ 1/100 \text{ au lieu de } 4/100 \text{ amène de gain de } 63 \text{ } \circ / \circ. \end{array}$$

Le tout est de pouvoir réaliser de tels temps de pose. Nous verrons plus loin ce qu'il en est.

Toutes ces considérations mettent en valeur l'importance

primordiale du temps de pose sur tous les autres facteurs de netteté. C'est pourquoi l'étude de la radiographie des poumons éviscérés est si instructive. Elle permet la suppression du facteur temps et l'étude plus facile de l'importance des autres.

Elle confirme l'influence plus secondaire du foyer. Nos radiographies, en effet, ont été prises avec la distance anticathode-film de 1 m. et un foyer de 7 mm. (ampoule R 6,3 de 12 KW). L'épaisseur des poumons d'animaux (veau ou porc), préalablement insufflés par voie trachéale était de 10 cm. environ.

Le contour des vaisseaux et des bronches est remarquablement net; on peut les suivre jusqu'à leurs plus fines divisions. Comme la plupart de ces vaisseaux est au milieu des poumons (5 cm. de la plaque), le calcul montre que le flou géométrique, le seul existant, est de l'ordre de 0 mm. 36. Si, par contre, un cliché est pris avec écrans, le flou est de :

$$0 \text{ mm. } 36 + 0 \text{ mm. } 2 = 0 \text{ mm. } 56.$$

Il apparaît nettement à l'œil. Tout se passe comme si avec : 0 mm. 36 on était au-dessous du seuil de visibilité du flou, 0 mm. 56 on était au-dessus du seuil de visibilité du flou.

Une autre expérience vérifie cette hypothèse.

Deux radiographies sans écrans, d'un tube à essai rempli de substance opaque aux rayons, sont prises, l'une avec un foyer de 1 mm. 5, l'autre avec un foyer de 4 mm. 4; le tube est placé à 20 cm. de la plaque, la distance foyer-film est de 1 m. Alors que le flou est considérable avec le foyer de 4 mm. 4, il est à peine perceptible avec l'autre foyer. Or, le calcul donne 1 mm. 4 dans un cas, 0 mm. 38 dans l'autre. Il est à remarquer que le flou est bien plus perceptible avec cet objet aux bords nets qu'avec un des éléments de la trame pulmonaire.

En pratique, un flou de 0 mm. 4 constitue en radiographie pulmonaire un résultat remarquable. Et, si l'on voulait réaliser sur l'homme vivant un cliché ayant une telle qualité, les tableaux précédents en indiquent les caractéristiques :

foyer : 2 mm. 4 distance : 1 m. 50 temps de pose : 1/100 de seconde

encore serait on à l'extrême limite permise (0 mm. 39).

Tous ces calculs s'appliquent à la région de la pointe du cœur. Il importe qu'en même temps le seul flou géométrique, sur une lésion à peu près immobile de la partie postérieure du poumon, ne soit pas supérieure à cette valeur de 0 mm. 4. Il en est ainsi puisque le flou géométrique est de 0 mm. 36 pour 20 cm. de distance foyer-film, c'est-à-dire un sujet de 25 cm. environ. Même si l'on tient compte des mouvements propres des vaisseaux, le flou n'atteint que 0 mm. 39, vu le temps de pose considéré.

Nous avons parlé tout à l'heure d'un flou de 1 mm. 27 pour un cliché pris au Roraux en 1/100 de seconde à 1 m. 50. Ce chiffre peut paraître exagéré. Dans la pratique, il est assez souvent inférieur. La raison en est que le temps de pose peut coïncider avec tout ou partie de la diastole. Mais, dans tous les cas, il ne peut être inférieur à :

$$0 \text{ mm. } 2 \text{ (fl. écran)} + 0 \text{ mm. } 47 \text{ (fl. géom.)} + 0 \text{ mm } 45 \text{ (fl. vaiss.)} = 0 \text{ mm. } 92$$

en considérant, ce qui n'est pas, que dans ce cas le flou cinématique soit réduit à rien.

A ce propos, nous devons signaler certains appareils ingénieux, mais malheureusement délicats, destinés à déclencher l'émission des rayons X à un stade déterminé d'avance, du cycle cardiaque, ici la diastole.

En se réglant simplement sur le pouls du malade, il est possible d'obtenir assez facilement un flou de l'ordre de 0 mm. 8. Ce résultat représente un progrès remarquable sur les techniques habituelles, mais s'éloigne encore sensiblement de la perfection que nous venons de définir.

Le contraste. Influence de la qualité du rayonnement.

Des os qui constituent la cage thoracique, les côtes sont particulièrement gênantes : la colonne vertébrale, étant médiane, se projette entre les deux poumons ; les omoplates peuvent « être dégagées ».

LE RAYONNEMENT DIRECT. — Si le rayonnement n'est composé que de grandes longueurs d'onde, le contraste sera énorme

entre les côtes et les parties molles. Celles-là masqueront ainsi totalement une partie des champs pulmonaires.

Si le rayonnement est très dur, le contraste sera minime. Une condensation discrète du parenchyme pulmonaire ne pourra, à plus forte raison, se différencier du reste du poumon. Mais, en pratique, un rayonnement est hétérogène et il contient toujours grandes, moyennes et courtes longueurs d'ondes. La répartition de ces différentes longueurs d'onde, suivant la tension appliquée aux bornes du tube et la nature du générateur, a été étudié un peu plus haut.

La comparaison entre des rayonnements émis sous 50, 100 et 150 KV montre, qu'au point de vue photographique sans écrans, il y a peu de différence entre les rayonnements. Cela se déduit immédiatement des courbes n° 4.

Le noircissement, en effet, dû aux longueurs d'ondes inférieures à $0,25 \text{ \AA}$ (λ_0 de 50 KV), est de :

$$\begin{aligned} &1/31 \text{ du noircissement total pour } 100 \text{ kv.}, \\ &1/13 \text{ du noircissement total pour } 150 \text{ kv.} \end{aligned}$$

Si l'on considère que le rayonnement correspondant à des longueurs d'onde plus grandes que $0,5 \text{ \AA}$, est à peu près totalement absorbé et par les parois du tube et par le thorax, ces proportions deviennent

$$\begin{aligned} &1/27 \text{ pour } 100 \text{ kv.}, \\ &1/10 \text{ pour } 150 \text{ kv.} \end{aligned}$$

Mais si, sous 50 KV, une énergie suffisante peut être produite en un temps de pose court, l'image pulmonaire doit être plus contrastée qu'à 100 KV ou 110 KV. En pratique, des clichés pris sous de telles tensions sont peu dissemblables.

Des radiographies comparables de poumons d'animaux, éviscérés et insufflés, peuvent être obtenues sous des tensions de 50 et 110 KV. C'est uniquement, croyons-nous, une question d'énergie arrivant à la plaque. Plusieurs séries d'expériences à tension fixe et à quantité de rayons variables ont bien mis ce fait en évidence.

En radiographie pulmonaire avec écrans, la comparaison de clichés d'un même sujet, pris en un même temps de pose,

mais avec des rayonnements de qualité variable, a été faite. Les conclusions étaient différentes suivant les auteurs. Personnellement, nous trouvons impossible de comparer deux clichés où plusieurs facteurs sont variables : tube à anticathode tournante, foyer fin, générateur triphasé ou à condensateur, grosse intensité, sans antidiffuseur d'une part, anticathode fixe, gros foyer, contact tournant ou générateur à 4 Kénotrons, intensité moyenne et avec antidiffuseur, d'autre part. Sans oublier que les appareils de mesure, dont nous verrons toute l'importance, étaient différents. C'est avec la même ampoule, le même générateur, la même intensité, le même compteur de temps et sans antidiffuseur que les expériences rapportées plus haut ont été réalisées. Seule, donc, la tension était variable.

Nous ne saurions trop insister sur cette différence minime de clichés pris sans écrans à des tensions différentes. *La seule difficulté est de trouver pour chaque tension la quantité d'énergie appropriée.*

Pour nous, sans écrans, et avec des poumons éviscérés, tout se passe comme si rayons durs et rayons mous étaient *presque* équivalents, quant à leur effet photographique ; il n'y a que des rayons qui mettent plus ou moins longtemps pour produire cet effet, toutes choses (sauf la tension) étant égales d'ailleurs. Ces idées pourront paraître, au premier abord, la conclusion hâtive et erronée d'expériences insuffisantes. C'est pourquoi nous exposerons maintenant un certain nombre de constatations qui, toutes, viennent à l'appui de cette hypothèse.

LE RAYONNEMENT DIFFUSÉ. — Il est admis couramment qu'un rayonnement dur donne plus de rayonnement diffusé qu'un rayonnement mou, et que le contraste en est d'autant moins bon. Il est vrai qu'après passage dans une même épaisseur d'une substance déterminée, et pour une même absorption totale, la diffusion l'emporte sur l'absorption de fluorescence pour une courte longueur d'onde, et inversement pour une grande longueur d'onde.

Mais, en pratique, les rayonnements sont hétérogènes. En ne comparant que des énergies équivalentes au point de vue radiographie, l'effet photographique du rayonnement diffusé est invariable, à condition de rester dans certaines limites de

tension. Nos multiples essais sur les poumons éviscérés nous avaient permis de déterminer ces équivalences pour notre appareillage. Nous avons alors réalisé le dispositif schématisé ci-dessous :

Il est évident que le film (sans écrans) ne peut être impressionné que par le rayonnement diffusé. L'une des moitiés de ce film a reçu le rayonnement diffusé par passage d'une quan-

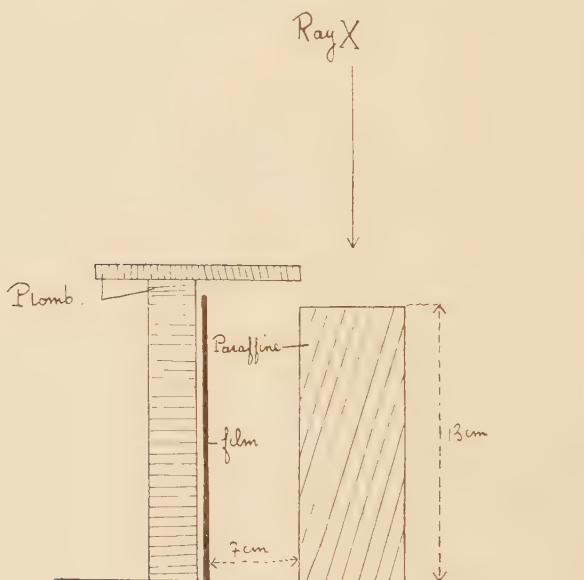


FIG. 18.

tité I de rayons émis sous 100 KV, l'autre par une quantité nI émis sous 50 KV (pour éviter toute erreur due aux relais mAS, nous avons donné n fois la quantité I), le noircissement a été sensiblement identique sur les deux plages du film après cinq minutes de développement à 18°, *peut-être légèrement supérieur pour 50 KV.*

Une autre expérience vient confirmer ces résultats. ZIMMERN et ARVANITAKIS [14] exposant leurs recherches, en vue d'aboutir à une technique rationnelle de radiographie pulmonaire, font le procès des rayons durs. Ils les accusent de donner beaucoup trop de rayonnement diffusé, et d'être incapable de donner de bons contrastes. A l'appui de leur théorie, ces auteurs avancent

l'impossibilité d'obtenir une image d'arrêt de sole sous 5 à 10 cm. d'eau avec un rayonnement de 110 KV; ils opposent à cette impossibilité, la faculté d'obtenir un bon résultat avec 65 KV. L'interposition d'une grille antidiffusante amène une légère amélioration à 110 KV. Nous ne savons pas si ces clichés ont été pris avec ou sans écrans.

Avec l'appareillage que nous avons toujours utilisé, pour une distance anticathode-film de 1 m., et *sans écrans renforceurs*, nous avons obtenu sous 10 cm. d'eau des images d'arrêtes de sole *en tous points comparables* avec des tensions de 50 KV, 70 KV, 75 KV, 80 KV, 100 KV et 110 KV : *ce n'est uniquement qu'une question d'énergie arrivant à la plaque*. Des clichés pris aux mêmes constantes, mais avec des temps de pose différents sont tout à fait dissemblables. Le seul avantage d'une tension que ZIMMERN et ARVANITAKIS appellent moyenne (65 KV-70 KV) est la plus grande latitude de temps de pose et la facilité plus grande d'obtenir un cliché correct : c'était *à priori* l'évidence même.

Ces résultats étant tellement en contradiction avec ceux de ces auteurs, et le rapport des temps de pose nous étant apparu d'une telle importance, que nous avons refait l'expérience *avec écrans renforceurs*.

A 1 m. 75 sous 110 KV-50 mA, nous avons impressionné successivement trois plages d'un même film pendant des temps 1, 2, 3; le temps 1 correspond à l'inertie de notre relais mAS mis préalablement à 0, ce temps correspond à 7/100 environ. Une plaque de plomb de 4 mm. a été mise sous la cassette, un localisateur adapté à l'ampoule. La plage correspondant au temps 1 est sous-exposée, la plage 2 légèrement surexposée, la plage 3 très surexposée (pour un développement de quatre minutes dans un bain neuf de révélateur Kodak à 19°). Le flou dû aux écrans mis à part, ce cliché est comparable à ceux que nous avons obtenus sans écrans. En particulier, pour un noircissement égal, de la plage correspondant à 10 cm. d'eau, le contraste est sensiblement analogue.

Tous ces résultats concordants nous font penser qu'on a exagéré en radiographie l'importance du rayonnement diffusé, *tout au moins celui produit par le malade*. Nous avons vu la difficulté de trouver le temps de pose correct aux grandes

pénétrations. Les écrans renforçateurs accroissent encore cette difficulté.

Pour une radiographie pulmonaire avec écrans 1 *mAS* sans antidiffuseur, sous 110 kV, représente pour 1 m. 30 de distance foyer-film 20 à 30 % du temps de pose. Quelle est parmi les installations courantes, celle qui peut permettre une approximation à 1 *mAS* près alors que les relais électro-magnétiques ont une inertie de l'ordre de 7-100 de seconde pour 100 *mA*? L'emploi de grilles antidiffusantes allongeant le temps de pose réduit fortement cet inconvénient. N'est-ce pas là un des avantages de l'antidiffuseur en radiographie pulmonaire sous haut voltage? Nous ne ferons qu'en émettre l'hypothèse.

D'ailleurs, il est d'autres moyens pour réduire le rayonnement diffusé.

L'emploi de localisateur ou de tout autre dispositif, *placés près du sujet*, et permettant de n'admettre que le faisceau de rayons strictement nécessaire pour l'obtention de l'image, est une pratique excellente en radio-diagnostic. Pourquoi ne pas agir pareillement en radiographie pulmonaire? Enfin, est-il certain que le rayonnement diffusé, en radiographie pulmonaire et surtout aux fortes tensions, soit exclusivement dû au malade? Sans écrans, il est très utile de disposer une plaque de plomb derrière le film: ainsi, tout risque de rayonnement secondaire après traversée de l'émulsion est écarté. Toutes ces précautions ont été prises dans nos expériences. L'importance du rayonnement diffusé uniquement par le malade, le seul restant après cette technique, est bien plus minime, croyons-nous, qu'on ne l'estime habituellement.

De nos expériences, nous pouvons déduire que le rayonnement diffusé par le poumon lui-même est négligeable, le seul important est celui produit par les parois. Or, 7 cm. d'eau correspondent aux parois thoraciques d'un homme moyen CHASTRAINE) [2]. Si l'on considère que sous 10 cm. d'eau à 1 m. et avec 110 kV nous avons pu obtenir l'image d'une arête, le rayonnement diffusé ne peut être considéré comme très gênant. Il diminue d'ailleurs avec la distance anticathode-film WILSEY. Avec écrans renforçateurs et sous la même tension, nous avons fait un certain nombre de radiographies, les unes avec POTTER-BUCKY, les autres, avec localisateur et 4 mm. de plomb sous la

cassette (1). La distance anticathode-film avec PORTER était de 90 cm. et de 1 m. à 1 m. 45 avec l'autre méthode; malgré la distance plus faible, il fallait accroître le temps de pose avec PORTER. Nous avons utilisé *la même cassette et les mêmes écrans pour ces expériences comparatives*. La technique avec localisateur et plaque de plomb a donné des résultats supérieurs. Ce qui tendrait à prouver que le rayonnement diffusé par le malade n'est pas le plus gênant, mais celui produit par les objets rencontrés après traversée de l'émulsion. *Cet effet est évidemment d'autant plus important que le rayonnement est plus dur*. Nous pensons que l'habitude fréquente de placer la cassette immédiatement devant l'écran de radioscopie est une pratique fâcheuse. N'est-ce pas lui plutôt que le malade qu'il faille incriminer de la grisaille des clichés?

D'ailleurs, par son essence même, la radiographie sans écran n'utilise pratiquement, nous l'avons vu, que des longueurs d'ondes comprises entre $0.23 \text{ \AA}$ et $0.5 \text{ \AA}$. Même avec écrans, la gamme n'est pas sensiblement différente. Dans cet intervalle, le coefficient massique de diffusion est indépendant et de la longueur d'onde et de l'élément diffuseur (3). Mais après passage de la plaque, un rayonnement mou sera rapidement absorbé. Il ne saurait plus donner de rayonnement diffusé, au contraire, d'un rayonnement dur.

Nous venons d'étudier successivement la variation des qualités d'une radiographie pulmonaire sans écrans en fonction des divers facteurs techniques. Nous pouvons maintenant préciser ces derniers.

Les compteurs de temps.

Evaluation personnelle de l'erreur due au relais MAS.

Nous avons vu l'importance capitale du temps de pose: c'est pourquoi nous estimons que l'appareil le plus utile, même sur un générateur moyen, est un compteur de temps précis.

Un tel compteur doit être capable de donner le centième de seconde, d'une façon parfaite, ainsi que ses multiples. Toutes

1. Radiographies autres que pulmonaires.

les grandes firmes radiologiques peuvent fournir, à l'heure actuelle, des appareils du type synchro-contacteur qui comptent d'une façon régulière des alternances, c'est-à dire des centièmes de seconde pour nos secteurs 50 périodes.

Ce genre d'appareil est supérieur aux compteurs uniquement mécaniques, qui ont le gros inconvénient en tension pulsatoire, d'être indépendants de la courbe de tension.

Nous avons déjà parlé des relais électro-magnétiques qui ont une inertie trop grande, d'où leur infidélité. Une expérience facile le démontre.

L'intensité des rayons X, à partir d'une source, varie en raison inverse du carré des distances. C'est dire que pour obtenir un même noircissement à 0 m. 50, 1 m., 1 m. 50, 2 m., il faudra donner des quantités de rayons dont l'ordre de grandeur sera 1, 4, 9, 16, toutes choses étant égales d'ailleurs. Donnons ces quantités sur 4 plages d'un même film et en nous servant des indications de notre relais *mAS*. Après développement les noircissements ne sont pas égaux. C'est qu'en effet si l'intensité était 100 *mA* par exemple, l'inertie du relais étant de 7/100 (chiffre donné par le constructeur) à chaque fois nous avons ajouté 7 *mAS*.

Si nous avons cru donner 5, 20, 45, 80 *mAS*, nous avons donné en réalité 12, 27, 52, 87 *mAS*.

Deux méthodes permettent de corriger cette erreur :

Soit de donner une, quatre, neuf, seize fois une quantité déterminée.

Soit de déterminer la progression qu'on veut donner réellement et d'en retrancher le nombre de *mAS* correspondant à l'inertie du relais.

Si nous voulons donner par exemple, 8, 32, 72, 128 *mAS*, il nous faudra porter sur le relais les valeurs 1 (8-7), 25 (32-7), 65 (72-7), 121 (128-7) *mAS*. Si, comme dans notre appareillage, le compteur ne va que jusqu'à 100 *mAS*, il faudra donner deux fois 57 (64-7) *mAS* pour avoir réellement 128.

Ces deux méthodes s'avèrent à peu près équivalentes, mais l'une est indépendante de tout réglage, l'autre exige la détermination précise de l'intensité. Pour ce faire, la méthode de la butée est la plus commode. Elle donne la meilleure approximation avec le galvanomètre habituel, surtout s'il a été étalonné

par comparaison avec un milliampèremètre balistique. Remarquons la difficulté de donner moins de 3 mAS (7/100 à 40mA).

Aussi, en pratique le relais sert comme repère; si l'on désire connaître le temps de pose avec exactitude il faut utiliser un toton, constitué par un disque de plomb percé d'un trou et monté sur un axe très libre. Le toton mis en mouvement devant le film, chaque impulsion du courant ondulatoire donne une image du trou. Il est facile de se rendre compte, que si la fréquence du courant est de 50 périodes, 1/100 de seconde est mesuré par une ou trois images du trou, suivant le générateur employé (4 ou 6 soupapes).

La qualité du rayonnement.

Nous avons vu qu'il est à peu près indifférent, en radiographie pulmonaire sans écrans, d'utiliser des tensions entre 50 et 110 KV. L'ensemble de nos essais portant sur le noircissement direct, les radiographies de poumons éviscérés, les radiographies sous 10 cm. d'eau nous ont donné l'ordre de grandeur du rapport des énergies nécessaires, quant à l'effet photographique suivant la tension. S'il est vrai que le rapport des énergies X, émises sous différentes tensions sont entre elles comme le carré des voltages, bien des facteurs viennent modifier ce rapport. D'abord, nous l'avons vu, l'absorption par les parois du tube, absorption non négligeable, d'autant plus qu'un filtre de 0 mm. 5 à 1 mm. Al est souvent adjoint à la fenêtre des ampoules. Enfin, dans le cas de la radiographie pulmonaire, les parties molles du sujet se comportent comme des filtres plus ou moins homogènes. C'est l'énergie restante qui nous intéresse, elle seule donnera l'image pulmonaire. Encore faut-il considérer la portion du rayonnement capable d'impressionner le film. *C'est le rapport de ces énergies utilisables qui, en fait, a une importance en radiographie pulmonaire.* C'est pourquoi nous avons repris d'abord, l'étude systématique du noircissement direct d'un film, sans interposition de substance absorbante. Nous procédions de la façon suivante :

Un film 13/18 était divisé en cinq pages (fig. 19).

La page centrale recevait une certaine quantité de rayonne-

ment sous 50 KV. Les quatre autres plages des quantités croissantes du rayonnement comparé à 50 KV, toutes choses étant égales d'ailleurs. Quand nous avons atteint un noircissement semblable à celui de la plage centrale, nous notions l'énergie d'émission correspondante. Un numéro impressionné sur la plage 1 nous permettait de retrouver après développement, l'ordre de nos expériences. Tous les résultats comparatifs de rayonnements entre 50 et 100 KV furent très sensiblement concordants. Des noircissements égaux sont obtenus quand les temps de pose sont entre eux comme l'inverse du cube des voltages. C'est tout

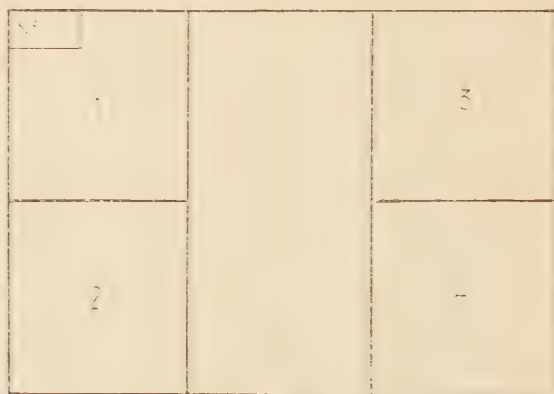


FIG. 19.

au moins ce rapport qui nous a permis le résultat le plus satisfaisant avec les constantes indiquées par nos appareils de mesure (l'erreur due au relais étant compensée comme il a été dit).

Cette étude systématique du noircissement nous a permis en outre, de constater qu'il existait pour chaque tension une intensité optimum. Certains constructeurs d'ailleurs livrent des générateurs où, à chaque tension correspond une intensité déterminée, fixée une fois pour toutes (PHILIPS, KOCH et STERZEL). Ce fait est en rapport avec le rendement de l'installation.

Si, au lieu du noircissement direct, nous étudions la radiographie avec interposition de substance absorbante, le rapport ci-dessus ne correspond plus à l'ordre de grandeur des temps de pose en dehors de certaines limites assez restreintes. Si nous

prenons 80 KV comme base, l'inverse du cube du voltage correspond d'une façon assez précise aux temps de pose, entre 70 et 100 KV ; au-dessus et en dessous, c'est la puissance quatrième, voire même cinquième de l'inverse du rapport des voltages qui leur correspond mieux.

C'est dire l'accroissement *d'énergie utilisable* entre 50 et 110 KV et l'intérêt de travailler à de hauts voltages, tant que, comme actuellement, les films auront une sensibilité insuffisante.

Nous ne donnons ces résultats qu'à titre d'indication, ils n'ont été pour nous que des repères. Notre appareillage ne comporte pas des appareils de mesure suffisamment précis pour une étude physique rigoureuse de la question ; voltmètre et milliampèremètre sont branchés sur le primaire, et, quoique notre ligne soit excellente, des chutes de tension en charge interviennent quand même. Des essais précis impliquent la connaissance des caractéristiques en fonctionnement (milliampèremètre balistique, spintermètre à boules) et des mesures photométriques. Nous n'avons pu malheureusement réaliser ces desiderata. Mais nous voulions attirer l'attention sur ces variations de l'énergie utile, qui expliquent en partie les mauvais résultats, des expériences comparatives, d'autres auteurs. De toute façon, puisque c'est seulement une portion des énergies qui est intéressante du point de vue photographique, le rapport de celles-ci varie certainement dans une autre proportion que le carré des voltages.

Le générateur.

Dans tous nos essais nous avons utilisé, comme nous l'avons dit, un générateur à 4 kénotrons. Au début de ce travail nous avons vu que le rendement d'un tel générateur était inférieur, à voltage égal, à un générateur triphasé ou à condensateur. Nous ne voulons pas entrer ici dans des discussions d'ordre technique, mais attirer l'attention sur le rendement d'une installation. Un transformateur haute tension ne fonctionne bien que dans certaines limites. D'où la nécessité d'une installation en rapport avec les conditions de technique. L'emploi jus-

tifié de rayonnement moyennement pénétrant ou dur en radiographie sans écrans permet un générateur pouvant servir à toutes fins.

En effet, avec écrans, le noircissement dépend des variations, de l'intensité et du voltage; sans écran, seule la variation du voltage intervient à quantité égale de rayonnement. Il est donc inutile que le générateur soit étudié pour donner un bon rendement aux grosses intensités nécessaires pour avoir un temps de pose court en rayons mous.

Enfin, bien des auteurs ont montré l'importance capitale de l'indépendance du courant de chauffage du filament vis-à-vis de la tension aux bornes de l'ampoule. Cette question ne nous paraît pas avoir retenu suffisamment l'attention de bien des constructeurs.

De toutes façons, il est extrêmement désirable que le tableau de commande soit pourvu d'une minuterie précise, d'un milliampèremètre balistique et que la tension soit mesurée, en charge, au spintermètre à boules.

L'ampoule.

Le but de la radiographie pulmonaire sans écrans étant de se rapprocher de la plus grande perfection possible, suppose, par le fait même, un temps de pose très court et une distance foyer-film de l'ordre de 1 m. 20, 1 m. 50 au minimum. Mais un temps de pose court, à grande distance, sans écrans, nécessite une grosse puissance. Un autre tube qu'une ampoule à anode tournante ne saurait être envisagé; ainsi conservera-t-on la finesse indispensable du foyer.

Le film radiographique.

Depuis quelques mois, une maison française livre un film dont l'émulsion est trois à quatre fois plus rapide vis-à-vis des rayons X seuls que les émulsions habituelles. C'est ce film que nous avons pu développer, quinze minutes à 21°, dans un bain légèrement plus bromuré qu'habituellement bain en usage.

mais loin d'être périmé) et sans voile appréciable. Ce film vient encore d'être perfectionné. Il est certain qu'un mode de développement spécialement étudié amènerait encore une amélioration notable. Nous n'avions ni le temps, ni la compétence nécessaires à une étude approfondie de la question. Mais d'après nos quelques résultats personnels, nous estimons que sur l'ensemble émulsion-développement de gros progrès sont encore réalisables, et ce, dans un avenir assez proche.

Un avantage intéressant de ces films est d'être à peu près insensibles à la lumière. Ils peuvent être traités avec une lumière abondante rouge-clair, orangée, ou vert-jaunâtre. La lumière fournie par l'écran WRATTEN OA (spécialement approprié au traitement des papiers) peut être utilisée. Il est possible ainsi de surveiller le film au cours du développement avec une aisance fort appréciable. Cette faible sensibilité à la lumière prohibe leur emploi avec écrans. Aussi sont-ils livrés en emballage individuel, souple, particulièrement commode.

CHAPITRE IV

TECHNIQUE, RÉSULTATS ET POSSIBILITÉS DE LA RADIOGRAPHIE PULMONAIRE SANS ÉCRANS

La radiographie sans écrans de poumons d'animaux, éviscérés et insufflés.

A plusieurs reprises, il a été question dans ce travail de nos expériences sur des poumons d'animaux, éviscérés et insufflés.

Les publications de D'HOUR [3], rappelées au début de ce travail portaient sur des poumons humains éviscérés. Dans l'impossibilité de nous procurer ces organes, nous nous sommes adressés aux poumons d'animaux. Leur prélèvement doit être fait avec grande précaution, toute section même légère, empêchant leur insufflation postérieure. Le mieux est de sortir en bloc, poumons, cœur et vaisseaux médiastinaux et de les disséquer ensuite avec minutie. Nous avons choisi les poumons de veau ou de porc parce que c'est chez ces animaux qu'ils se rapprochent le plus de ceux de l'homme.

La comparaison, faite chez le chien, nous a permis de déterminer qu'il était préférable d'assommer l'animal et de le saigner à blanc immédiatement que de le tuer par chloroformisation. Dans ce cas une congestion intense opacifie les poumons, d'où l'avantage des animaux de boucherie.

Enfin, l'insufflation doit être poussée sans brutalité, et la trachée obstruée par un moyen quelconque (lien ou canule bouchée).

Nous avons d'abord déterminé par tâtonnements l'exposition



PLANCHE I. — Pouxmons de porc éviscérés et insufflés, 50 KV,
1 mètre, 90 mAS. (Tuberculose au début.)



PLANCHE II. — Pouxmons de porc éviscérés et insufflés,
50 KV, 1 mètre, 85 mAS. (Tuberculose.)



PLANCHE III. — Pouxons de porc éviscérés et insufflés. 50 KV, 4 mètre, 96 mAS. (A noter une forte congestion.)



PLANCHE IV. — Mêmes pouxons. 410 KV. 1 mètre, 10 mAS.



PLANCHE V. — Sujet de 20 cm. d'épaisseur. 54 KV, 4 m. 50,
 $\frac{4}{100}$ de seconde (avec écrans).
 (Appareil Rotax Philips.)



PLANCHE VI. — Même sujet. 70 KV, 4 m. 50, $\frac{4}{100}$ de seconde
 (sans écrans).
 (Appareil Rotax Philips.)

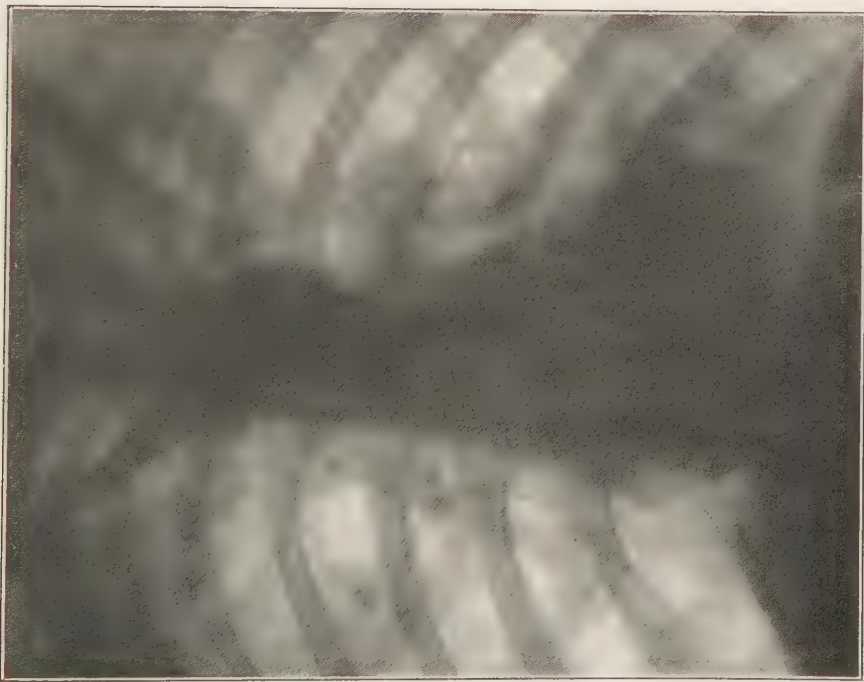


PLANCHE VII. — Sujet de 22 cm d'épaisseur. 57 KV, 4 m. 50,
4/100 de seconde (avec écrans),
(Appareil Rotalix Philips.)

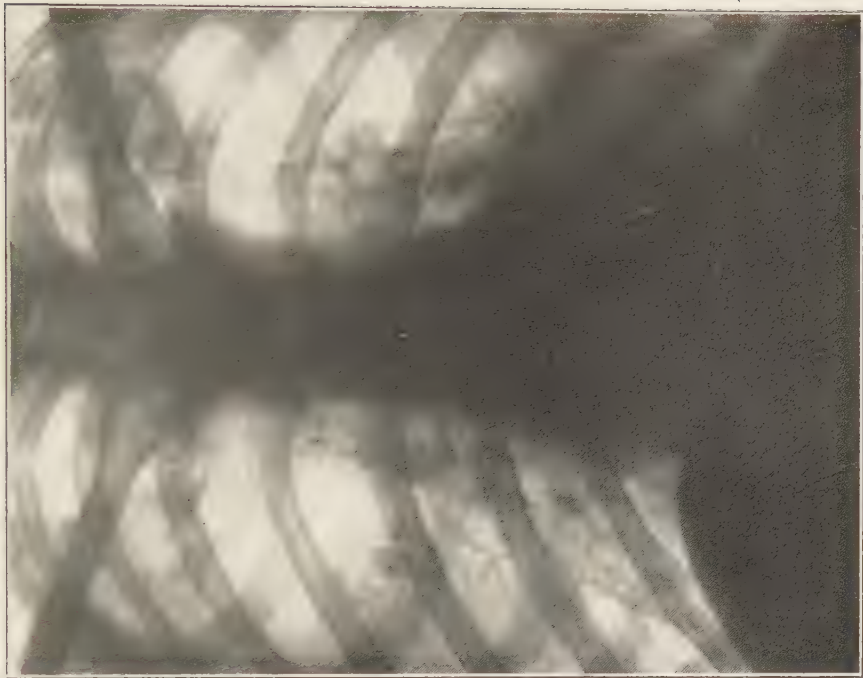


PLANCHE VIII. — Même sujet. 70 KV, 1 m. 25, 4/100 de seconde
(sans écrans),
(Appareil Rotalix Philips.)

la plus satisfaisante sous 50 KV à 1 m. de distance antica-thode-film. Nos meilleurs clichés correspondent à :

50 kv. — 50 mA — 80 à 100 mAS

d'ailleurs la tolérance de temps de pose est telle qu'un écart de 10 à 15 % est négligeable.

Nous avons voulu étudier ensuite l'influence de la pénétration. (Les caractéristiques de D'HOOR n'étaient-elles pas 1 m. 10, 75 KV, 50 mA, une seconde.) Si les temps de pose étaient dans le rapport de l'inverse du carré des voltages, les clichés étaient dissemblables; de même le noircissement de base (en dehors de l'image). C'est alors que nous avons entrepris sur le noircissement de base l'étude rapportée plus haut. En tenant compte de ses résultats, des clichés comparables ont pu être obtenus quelle que soit la tension.

Nous ne voulons pas insister davantage sur cette question de la radiographie des poumons éviscérés. Elle devrait être plus utilisée en pathologie humaine, car l'interprétation des images pourrait être contrôlée par l'anatomie pathologique. Quel intérêt pourrait avoir la comparaison fréquente entre des radiographies prises du vivant des malades avec celles de leur poumons éviscérés. Nous verrions plus souvent l'insuffisance même de nos meilleures techniques actuelles et cela nous inciterait encore davantage à en rechercher sans cesse le perfectionnement. Enfin, un simple appareil portatif suffirait amplement pour ces travaux de laboratoire.

La radiographie sans écrans chez l'homme vivant.

C'est avec un groupe PHILIPS ROTALIX fonctionnant entre 44 et 70 KV qu'ont été réalisées nos expériences de radiographie pulmonaire rapide sans écrans.

L'ensemble de l'appareillage est constitué essentiellement par un condensateur se déchargeant instantanément sur une ampoule à anode tournante. La décharge s'effectue à intensité constante; elle dure 4/100 de seconde. Le montage est tel que la tension peut être considérée comme également constante dans la fraction de décharge utilisée. Seule cette tension peut être

réglée à volonté, grâce à un jeu de 9 plots; ceux-ci correspondent à des différences telles, que le passage, d'un plot inférieur à un plot supérieur, amène une augmentation d'énergie de 20 % environ.

Une radiographie peut être faite actuellement au plot 9 sans écrans et à 1 m. 25 si pour le même sujet nous avons dû, avec écrans, utiliser à 1,50 le plot 4. Un simple calcul montre que l'augmentation de puissance nécessitée par la suppression des écrans (écrans neufs PHILIPS ou HEYDEN) est ainsi de l'ordre de 3 à 4 environ. Des radiographies sans écrans d'autres régions du corps et avec différents appareils nous ont donné un chiffre analogue.

Notre expérience de la radiographie pulmonaire rapide sans écrans porte pratiquement sur des sujets ayant jusqu'à 20 cm. d'épaisseur. Pour des sujets plus gros, des tensions plus élevées que celles dont nous disposions auraient été nécessaires.

Toutes les fois où une pose correcte, quant à l'intensité X nécessaire, a pu être obtenue, la finesse, sans écrans, est supérieure, le contraste aussi bon qu'avec écrans. Les clichés qui manquent de contraste sont des clichés sous-exposés, ils gardent évidemment leurs qualités de finesse.

Le malade est placé de la façon habituelle; debout, les bras horizontaux à la hauteur des épaules, les avant-bras fléchis et en pronation forcée (ainsi les omoplates sont « dégagées »). Le film grâce à son enveloppe souple, peut être moulé sur la paroi antérieure du thorax. Une plaque de plomb de 2 mm. est placée derrière lui. Le cliché est pris en inspiration moyenne, en diastole autant que le permet le contrôle du pouls. C'est ainsi que furent pris les clichés reproduits dans ce travail.

Il est plusieurs points sur lesquels nous voulons insister plus particulièrement. C'est d'abord l'emploi d'une feuille de plomb derrière le film; ainsi est arrêtée toute possibilité de rayonnement secondaire après traversée de l'émulsion; c'est ensuite l'emploi d'un diaphragme plombé placé immédiatement derrière le malade, limitant juste la surface de rayonnement utile et tenant lieu de cône localisateur, avec tous ses avantages; c'est enfin la possibilité de mouler le film sur la paroi antérieure du thorax. Cette façon de procéder] permet une

transparence des sommets au moins comparable à celle des bases, habituellement toujours plus claires que ceux-ci.

Le film est ensuite développé le temps nécessaire, sans s'occuper du voile. Après fixage, un court passage dans un bain affaiblisseur très dilué suffit à enlever ce voile.

Telle est notre technique imparfaite, puisque pour les raisons que nous avons exposées nous ne pouvons songer à obtenir de clichés satisfaisants chez des sujets de plus de 20 cm. d'épaisseur. A ce propos il faut tenir compte des qualités propres d'un sujet. L'épaisseur est un critère infidèle; tel sujet de 25 cm. est plus transparent qu'un autre de 20 cm., mais très musclé. Personnellement nous préférons nous baser sur la luminosité des plages pulmonaires en radioscopie (toujours faite aux mêmes constantes) pour déterminer le temps de pose; mais pour cela il est nécessaire d'être parfaitement adapté. Le temps d'adaptation varie avec l'opérateur et l'éclairage (MAINGOT). On sait que celle-ci est liée à la sécrétion du pourpre rétinien par les bâtonnets.

Enfin, la technique d'examen du film impressionné a une grosse importance. L'intérêt de le faire dans une pièce obscure est admis par tous les auteurs. La teinte de l'éclairage du négatoscope n'est pas indifférente, son intensité doit être réglable. Nous avons déjà dit l'avantage d'utiliser des verres WRATTEN A() mais avec éclairage plus puissant qu'au laboratoire. Les contrastes sont excellents et rendent acceptables un cliché sous-exposé et sans relief sur un autre négatoscope. L'adjonction d'un diaphragme permettant de n'éclairer qu'une surface un peu inférieure à celle du film est très précieuse. Ainsi est évité l'éblouissement par les plages violemment éclairées, en dehors du film et qui empêchent de distinguer toute la gamme des contrastes.

Possibilités actuelles de la radiographie pulmonaire sans écrans.

Pour un sujet de 23-25 cm., avec une anticathode tournante, un générateur triphasé, des écrans renforceurs et sans anti-diffuseur, on admet une pose de l'ordre de 15 mAS à 1 m. 50

sous 60 KV. Admettons, comme nous l'avons vu, qu'il faille quatre fois plus sans écrans, soit 60 mAS. Si l'énergie X utilisable quant à l'effet photographique, croît comme le carré des voltages, la pose à 100 KV devient :

$$\left(\frac{60}{100}\right)^2 \times 60 = 21 \text{ mAS } 6.$$

Or, il existe des ampoules à anode tournante (PANTIX-SIEMENS) [42] pouvant supporter une puissance de 70 KW en 5/100 de seconde, soit 700 mA sous 100 KV, ceci donne un temps de pose de :

$$\frac{1 \times 21,6}{700} = 3/100 \text{ de seconde.}$$

Si, comme dans nos expériences nous admettons un rapport proportionnel à l'inverse du cube du voltage, nous aurons :

$$\left(\frac{60}{100}\right)^3 \times 60 = 13 \text{ mAS.}$$

Or, la même ampoule peut donner 90 KW pendant 2/100 de seconde, soit 900 mA sous 100 KV, ce qui donne un temps de pose de :

$$\frac{1 \times 13}{900} = 14/1.000 \text{ de seconde.}$$

Étant donné que cet ampoule a un foyer de 2 mm., nous atteindrons à la valeur de netteté que nous nous étions fixée comme minimum.

Nous pensons que cette hypothèse théorique est réalisable.

D'ailleurs avec *écrans*, QUIVY [10] considère que les temps de pose sont dans l'ordre des grandeurs de l'inverse de la puissance cinquième du voltage. Ce chiffre nous paraît exagéré, tout au moins pour les tensions moyennes. Si nous nous reportons aux temps de pose employés par certains auteurs dans leur étude comparative des rayons mous et des rayons durs en radiographie pulmonaire, leurs chiffres sont dans l'ordre de grandeur du cube du rapport inverse du voltage. Nous n'avons retenu dans ces publications [5] que celles qui correspondaient à l'emploi d'un appareillage identique (sauf

l'ampoule) et en estimant que l'antidiffuseur doublait le temps de pose.

Les progrès combinés de l'appareillage et surtout des films doivent faire espérer une diminution notable de l'énergie nécessaire pour impressionner correctement ce genre de film. A ce moment, il faudra augmenter la distance, facteur de netteté et de contraste, plutôt que d'abaisser le voltage.

Avec un appareillage courant, où une forte tension est déjà nécessaire, on ne saurait envisager actuellement la radiographie pulmonaire sans écrans. Toutefois, les résultats pourraient être améliorés en tenant compte des remarques que nous avons formulées au sujet du rayonnement diffusé. Le remplacement de la grille antidiffusante par un localisateur et l'adjonction d'une plaque de plomb de 4 mm. derrière la cassette, doit permettre une distance foyer-film plus grande, et un temps de pose plus court pour une énergie équivalente. Quelques essais personnels ont confirmé ces prévisions. Avec cette technique, la suppression des écrans sera possible, le jour où les films auront une sensibilité double, environ, de celle actuelle.

CONCLUSIONS

L'étude de la radiographie sans écrans renforçateurs nous a permis plusieurs constatations intéressantes.

En restant dans certaines limites de tension (au-dessous de 110 KV), on peut obtenir des effets photographiques à peu près équivalents avec des rayonnements de dureté différente, à condition d'administrer des doses convenables. La supériorité que beaucoup d'auteurs attribuent aux rayons mous, provient surtout de la marge bien plus importante qu'ils présentent entre les doses extrêmes possibles pour un effet photographique correct; cette marge est encore réduite par l'action des écrans renforçateurs qui rendent ainsi difficile l'obtention de beaux clichés aux fortes tensions.

Le rayonnement diffusé, après traversée de la couche sensible, peut avoir un effet photographique extrêmement gênant. Sa suppression par l'interposition d'une épaisseur de plomb derrière le film, améliore considérablement l'image. Si le rayonnement incident est strictement limité à la surface à radiographier, le rayonnement diffusé par le malade lui-même est moins important qu'on ne l'admet habituellement.

La radiographie pulmonaire rapide, à la plus grande distance possible, et sans écrans, nécessite une énergie telle, qu'elle ne peut être envisagée qu'avec un appareillage de grande puissance et avec un tube à anode tournante. Elle reste l'apanage des grands centres pouvant disposer d'un tel appareillage. Mais les progrès qui peuvent être réalisés sur les émulsions

permettent d'entrevoir la possibilité d'utiliser bientôt des appareillages plus courants.

Les radiographies pulmonaires sans écrans, à temps de pose égal et pour un même sujet, sont nettement supérieures à celles prises avec écrans.

Vu : *Le Président de Thèse,*

A. STROHL.

Vu : *Le Doyen de la Faculté,*

G. ROUSSY.

Vu et permis d'imprimer :

Le Recteur de l'Académie de Paris,

S. CHARLETY.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] BRONKORST : L'optimum du contraste et de la netteté en radiographie pulmonaire. *Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932.
 - [2] CHANTRAINE : Sur l'importance du contraste dans les radiographies pulmonaires. *Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932.
 - [3] D'HOOR : La richesse en détails des radiographies de poumons éviscérés. *Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932.
 - [4] EGGERT : *Introduction à la photographie radiologique*, 1931.
 - [5] GUNSETT, SICHEL-BOUTON : De quelques techniques modernes de radiographie pulmonaire avec et sans antidiffuseur. *Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932.
 - [6] LUFT : *Revue radiographique Agfa*, 1934, n° 1.
 - [7] MAINGOT : Difficultés de la radiographie du thorax. *Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932.
 - [8] MEYER : De l'importance des images par sommation en radiographie pulmonaire. *Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932.
 - [9] : MOULLE : De la méthode dans l'examen radiologique des poumons. *Thèse Paris*, 1934.
 - [10] QUIVY : Détermination du temps de pose radiographique. *Société radiologie médicale de France*, octobre 1934.
 - [11] RENAUD : *Technique radiographique*, 1926.
 - [12] SARDIN : Etude sur les facteurs qui conditionnent la radiographie rapide. *Thèse Paris*.
 - [13] STRHOL : *Précis de Physique médicale*, 1935.
 - [14] THIBAUD : *Les rayons X*, 1930.
 - [15] WILSEY : The physical bases of chest radiography. *Radiography and Clinical Photography*, 1934, n°s 1, 2, 3.
 - [16] ZIMMERN et ARVANITAKIS : Radiographie des lésions discrètes du poumon. *Journal de Radiologie*, janvier 1930.
-

